

Güncel Endodonti ve Restoratif Çalışmaları II

Editör
Oğuz YOLDAŞ



© Copyright 2022

Bu kitabın, basım, yayın ve satış hakları Akademisyen Kitabevi A.Ş.'ye aittir. Anılan kuruluşun izni alınmadan kitabın tümü ya da bölümleri mekanik, elektronik, fotokopi, manyetik kâğıt ve/veya başka yöntemlerle çoğaltılamaz, basılamaz, dağıtılamaz. Tablo, şekil ve grafikler izin alınmadan, ticari amaçlı kullanılamaz. Bu kitap T.C. Kültür Bakanlığı bandrolü ile satılmaktadır.

ISBN	Sayfa ve Kapak Tasarımı
978-625-8399-41-7	Akademisyen Dizgi Ünitesi
Kitap Adı	Yayıncı Sertifika No
Güncel Endodonti ve Restoratif Çalışmaları II	47518
Editör	Baskı ve Cilt
Oğuz YOLDAŞ	Vadi Matbaacılık
ORCID iD: 0000-0002-6887-1190	
Yayın Koordinatörü	Bisac Code
Yasin DİLMEN	MED016060
	DOI
	10.37609/akya.1280

UYARI

Bu üründe yer alan bilgiler sadece lisanslı tıbbi çalışanlar için kaynak olarak sunulmuştur. Herhangi bir konuda profesyonel tıbbi danışmanlık veya tıbbi tanı amacıyla kullanılmamalıdır. Akademisyen Kitabevi ve alıcı arasında herhangi bir şekilde doktor-hasta, terapist-hasta ve/veya başka bir sağlık sunum hizmeti ilişkisi oluşturmaz. Bu ürün profesyonel tıbbi kararların eşleniği veya yedeği değildir. Akademisyen Kitabevi ve bağlı şirketleri, yazarları, katılımcıları, partnerleri ve sponsorları ürün bilgilerine dayalı olarak yapılan bütün uygulamalardan doğan, insanlarda ve cihazlarda yaralanma ve/veya hasarlardan sorumlu değildir.

İlaçların veya başka kimyasalların reçete edildiği durumlarda, tavsiye edilen dozunu, ilacın uygulanacak süresi, yöntemi ve kontraendikasyonlarını belirlemek için, okuyucuya üretici tarafından her ilaca dair sunulan güncel ürün bilgisini kontrol etmesi tavsiye edilmektedir. Dozun ve hasta için en uygun tedavinin belirlenmesi, tedavi eden hekimin hastaya dair bilgi ve tecrübelerine dayanak oluşturması, hekimin kendi sorumluluğundadır.

Akademisyen Kitabevi, üçüncü bir taraf tarafından yapılan ürüne dair değişiklikler, tekrar paketlemeler ve özelleştirmelerden sorumlu değildir.

GENEL DAĞITIM

Akademisyen Kitabevi A.Ş.

Halk Sokak 5 / A Yenışehir / Ankara

Tel: 0312 431 16 33

siparis@akademisyen.com

www.akademisyen.com

ÖNSÖZ

Akademisyen Yayınevi yöneticileri, yaklaşık 30 yıllık yayın tecrübesini, kendi tüzel kişiliklerine aktararak uzun zamandan beri, ticarî faaliyetlerini sürdürmektedir. Anılan süre içinde, başta sağlık ve sosyal bilimler, kültürel ve sanatsal konular dahil 2000 kitabı yayımlamanın gururu içindedir. Uluslararası yayınevi olmanın alt yapısını tamamlayan Akademisyen, Türkçe ve yabancı dillerde yayın yapmanın yanında, küresel bir marka yaratmanın peşindedir.

Bilimsel ve düşünsel çalışmaların kalıcı belgeleri sayılan kitaplar, bilgi kayıt ortamı olarak yüzlerce yılın tanıklarındır. Matbaanın icadıyla varoluşunu sağlam temellere oturtan kitabın geleceği, her ne kadar yeni buluşların yörüngesine taşınmış olsa da, daha uzun süre hayatımızda yer edineceği muhakkaktır.

Akademisyen Yayınevi, kendi adını taşıyan “Bilimsel Araştırmalar Kitabı” serisiyle Türkçe ve İngilizce olarak, uluslararası nitelik ve nicelikte, kitap yayımlama sürecini başlatmış bulunmaktadır. Her yıl Mart ve Eylül aylarında gerçekleşecek olan yayımlama süreci, tematik alt başlıklarla devam edecektir. Bu süreci destekleyen tüm hocalarımıza ve arka planda yer alan herkese teşekkür borçluyuz.

Akademisyen Yayınevi A.Ş.

İÇİNDEKİLER

Bölüm 1	Endodontide İrrigasyon Aktivasyon Yöntemleri	1
	<i>Hamza CUDAL</i>	
	<i>Bertan KESİM</i>	
Bölüm 2	Endodontide Kullanılan Döner Alet Sistemleri.....	15
	<i>Deniz YANIK</i>	
Bölüm 3	Endodontik Cerrahide Yenilikler	29
	<i>Bilge ÖZCAN</i>	
	<i>Arif Yiğit GÜLER</i>	
Bölüm 4	Endodontik Mikrobiyotanın Tanımlanmasında Kültür ve Moleküler Tanı Yöntemleri	41
	<i>Cihan KÜDEN</i>	
Bölüm 5	Endodontik Tedavide Postoperatif Ağrı.....	55
	<i>Cihan KÜDEN</i>	
Bölüm 6	Kanal Yenilemede Kullanılan Solventlerin Değerlendirilmesi	67
	<i>M. Umutcan DOĞAN</i>	
	<i>Banu ARICIĞLU</i>	
Bölüm 7	Nikel Titanyum Döner Eğelerde Kırılmaya Etki Eden Faktörler	73
	<i>Kübra GÜRLER</i>	
Bölüm 8	Pulpa Taşlarının Etyolojisi, Sistemik ve Genetik Hastalıklar ile İlişkisi	87
	<i>Esra ÖZ</i>	
	<i>İsmail DENİZ</i>	
Bölüm 9	Pulpanın Enflamasyon Durumunun Teşhisinde Biyobelirteçlerin Rolü.....	101
	<i>Tuba GÖK</i>	
	<i>Adem ÖZDEMİR</i>	

Bölüm 10 Bulk Fill Kompozit Resinler	115
<i>Sevde Gül BATMAZ</i>	
Bölüm 11 Bulk-Fill Kompozitlerde Polimerizasyon Büzülmesinin Mikro-Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi: Literatür Derlemesi	125
<i>Özge Gizem CABADAĞ</i>	
<i>Tuğba MİSİLLİ</i>	
Bölüm 12 CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Kompozit Resin Bazlı Materyaller ve Tamir Yöntemleri	137
<i>Zümrüt Ceren ÖZDUMAN</i>	
<i>Burcu OĞLAĞCI</i>	
Bölüm 13 Çürük Risk Faktörleri	145
<i>Fatih BEDİR</i>	
Bölüm 14 Çürüksüz Servikal Lezyonların Tedavisi: Ne Zaman, Niçin, Nasıl?	155
<i>Günseli KATIRCI</i>	
Bölüm 15 Diş Çürüğünün Potansiyel Biyobelirteçleri	171
<i>Ahmet Ercan HATAYSAL</i>	
Bölüm 16 Diş Hekimliğinde CAD/CAM Tekniğinde Kullanılan Seramik Esaslı Restoratif Materyaller	187
<i>Burcu OĞLAĞCI</i>	
<i>Zümrüt Ceren ÖZDUMAN</i>	
Bölüm 17 Diş Hekimliğinde Lazer Kullanımı	195
<i>Lena ALMASIFAR</i>	
Bölüm 18 Geçmişten Günümüze CAD/CAM Materyalleri	209
<i>Lena ALMASIFAR</i>	
Bölüm 19 Güncel Kavite Dezenfeksiyon Maddeleri Ve Yöntemleri	217
<i>Seda Nur KARAKAŞ</i>	

Bölüm 20	Pulpa Kuafaj Materyallerinin Biyouyumlulukları ve Sitotoksisiteleri.....	229
	<i>Handan YILDIRIM</i>	
	<i>Sevda ÖZTÜRK YEŞİLİRMAK</i>	
Bölüm 21	Restoratif Diş Hekimliğinde Endokronlar.....	245
	<i>Candan AYDIN HOŞ</i>	
Bölüm 22	Restoratif Diş Hekimliğinde İndirekt Adeziv Restorasyonlarda Erken Dentin Örtülenmesi (Immediate Dentin Sealing)	253
	<i>Candan AYDIN HOŞ</i>	
Bölüm 23	Restoratif Diş Hekimliğinde İndirekt Adeziv Restorasyonlarda Servikal Marjin Relokasyonu (Cervical Margin Relocation)	267
	<i>Candan AYDIN HOŞ</i>	
Bölüm 24	Restoratif Diş Hekimliğinde İnley ve Onley Restorasyonlar.....	275
	<i>Seda Nur KARAKAŞ</i>	
Bölüm 25	Restoratif Diş Hekimliğinde Renk Seçimi ve Tek Renk Kompozitler	283
	<i>Fulya AYDIN</i>	
Bölüm 26	Tünel Kavite Hazırlığı ve Restorasyonlarının Başarısı Hakkında Detaylı İnceleme	295
	<i>Mehmet BULDUR</i>	

YAZARLAR

Dr. Öğr. Üyesi Fulya AYDIN

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı,
Ankara Medipol Üniversitesi Diş
Hekimliği Fakültesi
ORCID iD: 0000-0001-6791-9933

Dr. Öğr. Üyesi Hamza CUDAL

Nuh Naci Yazgan Üniversitesi Diş
Hekimliği Fakültesi
ORCID iD: 0000-0002-1195-7196

Dr. Öğr. Üyesi Bertan KESİM

Nuh Naci Yazgan Üniversitesi Diş
Hekimliği Fakültesi
ORCID iD: 0000-0001-9192-5487

Dr. Öğr. Üyesi Deniz YANIK

Antalya Bilim Üniversitesi
ORCID iD: 0000-0001-5676-0293

Dr. Öğr. Üyesi Bilge ÖZCAN

Ankara Medipol Üniversitesi Diş
Hekimliği Fakültesi, Endodonti AD.
ORCID iD: 0000-0003-0527-5620

Dr. Öğr. Üyesi Arif Yiğit GÜLER

Ankara Medipol Üniversitesi Diş
Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene
Cerrahisi AD.
ORCID iD: 0000-0002-9962-4926

Dr. Öğr. Üyesi Banu ARICIĞLU

RTEÜ Diş Hekimliği Fakültesi
ORCID iD: 0000-0002-1124-1905

Dr. Öğr. Üyesi Tuba GÖK

Fırat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,
Endodonti AD.
ORCID iD: 0000-0002-4116-8649

Dr. Öğr. Üyesi Esra ÖZ

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş
Hekimliği Fakültesi Pedodonti AD.
ORCID iD: 0000-0002-5160-7211

Dr. Öğr. Üyesi Adem ÖZDEMİR

Fırat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,
Endodonti AD.
ORCID iD: 0000-0001-8332-1894

Dr. Öğr. Üyesi Özge Gizem CABADAĞ

Pamukkale Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AD.
ORCID iD: 0000-0001-7898-9259

Dr. Öğr. Üyesi Tuğba MİSİLLİ

Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş
Tedavisi AD.
ORCID iD: 0000-0003-0019-4872

**Dr. Öğr. Üyesi Zümrüt Ceren
ÖZDUMAN**

Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş
Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş
Tedavisi AD.
ORCID iD: 0000-0003-2648-1730

Dr. Öğr. Üyesi Burcu OĞLAKÇI

Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD.

ORCID iD: 0000-0002-6587-5997

Dr. Öğr. Üyesi Günseli KATIRCI

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD.

ORCID iD: 0000-0002-5850-8945

Dr. Öğr. Üyesi Lena ALMASIFAR

Restoratif Diş Tedavisi AD., Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara Medipol Üniversitesi, Ankara, Türkiye

ORCID iD: 0000-0003-3493-0137

Dr. Öğr. Üyesi Handan YILDIRIM

İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AD.

ORCID iD: 0000-0001-8850-3523

Dr. Öğr. Üyesi Sevdâ ÖZTÜRK

YEŞİLİRMAK

Beykent Üniversitesi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AD.

ORCID iD: 0000-0002-2668-272X

Dr. Öğr. Üyesi Candan AYDIN HOŞ

Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD., Bolu, Türkiye

ORCID iD: 0000-0002-6473-0905

Dr. Öğr. Üyesi Mehmet BULDUR

Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD.

ORCID iD: 0000-0001-9103-0069

Uzm. Dt. Ahmet Ercan HATAYSAI

Bozüyük Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi Restoratif Kliniği

ORCID iD: 0000-0003-0026-5562

Arş. Gör. M. Umutcan DOĞAN

RTEÜ Diş Hekimliği Fakültesi

ORCID iD: 0000-0002-8963-9323

Arş. Gör. Dt. İsmail DENİZ

İsmail Deniz, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti AD.

ORCID iD: 0000-0003-0582-3156

Öğr. Gör. Dr. Cihan KÜDEN

Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti AD.

ORCID iD: 0000-0002-2663-9828

Öğr. Gör. Dr. Kübra GÜRLER

Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti AD.

ORCID iD: 0000-0002-9880-4351

Öğr. Gör. Sevdâ Gül BATMAZ

Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AD.

ORCID iD: 0000-0003-0364-8593

Öğr. Gör. Fatih BEDİR

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD,

ORCID iD: 0000-0002-4909-4701

Öğr. Gör. Seda Nur KARAKAŞ

Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AD.

ORCID iD: 0000-0003-4843-939X

Bölüm 1

ENDODONTİDE İRRİGASYON AKTİVASYON YÖNTEMLERİ

Hamza CUDAL¹
Bertan KESİM²

Başarılı kök kanal tedavisinin en önemli aşamalarından ikisi mekanik preparasyon ve ardından uygulanan kimyasal irrigasyon aşamasıdır. Kök kanal duvarlarında mekanik preparasyonla ulaşılamayan alanları temizlemenin en etkili yolu kök kanal sisteminin irrigasyonudur ⁽¹⁾. Kök kanal irrigasyonunda kullanılan solüsyonlarda, antibakteriyel ve antiviral etki, smear tabakasını uzaklaştırma, biyoyumumluluk gibi birtakım özellikler aranmaktadır. Bu amaçla endodontide en çok kullanılan irrigasyon ajanı sodyum hipoklorit (NaOCl) olmuştur. Halojenli bir bileşik olan NaOCl, geniş spektrumlu antibakteriyel etkiye sahiptir ve yumuşak dokuları eriterek kök kanal sisteminden uzaklaştırmaktadır ⁽²⁾. NaOCl'nin kök kanalındaki doku çözücü ve antibakteriyel etkinliği; NaOCl'nin ısıtılması, NaOCl'nin mekanik olarak aktive edilmesi ve NaOCl konsantrasyonunun yükseltilmesi aracılığıyla artırılabilir ⁽²⁾. Smear tabakasının inorganik kısmının uzaklaştırılmasında etilendiamin tetraasetik asit (EDTA), sitrik asit gibi şelasyon ajanlarının kullanılması önerilmektedir ⁽¹⁾. Sitrik asitin dışın sert dokusunda daha agresif bir erozyon oluşturmamasından dolayı %15 ve %17'lik EDTA endodontide sıklıkla kullanılmaktadır ⁽¹⁾. Etkili antibakteriyel özelliğinden dolayı sık kullanılan irrigasyon ajanlarından biri de klorheksidin diğlukonattır (CH). CH, biyofilm bakterilerine karşı %1 ve %2 oranındaki NaOCl ile benzer etkiyi gösterirken, aynı biyofilm bakterilerine karşı %5, %6'lık NaOCl'den daha düşük antibakteriyel etkinlik göstermiştir ^(3,4).

Kök kanalının oldukça karmaşık anatomik yapısından dolayı (istmuslar, yan kanallar, apikal deltalar vb.) irrigasyon ajanları her zaman yeterli etkinlik göstereyebilir ⁽¹⁾. Bu gibi durumların üstesinden gelebilmek ve irrigasyon solüsyonunun etkinliğini artırabilmek için çeşitli irrigasyon aktivasyon yöntemleri uygulanmaktadır. Bu yöntemler şu şekilde sınıflanabilir:

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Nuh Naci Yazgan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, hamzacudal@hotmail.com

² Dr. Öğr. Üyesi, Nuh Naci Yazgan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, bertankesim@gmail.com

1. MANUEL AKTİVASYON TEKNİKLERİ

a. Konvansiyonel Enjektör İrrigasyonu:

Geleneksel enjektörler ile gerçekleştirilen irrigasyon endodontide oldukça sık kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntem farklı çaplara sahip enjektör uçlarının kök kanalında ileri geri hareketleri ile yapılmaktadır. Yöntemin en büyük dezavantajı ucu açık olan enjektör iğnesine fazla basınç uygulanması ile solüsyonların apikal bölgeden dışarı taşabilmesinden kaynaklanmaktadır. Bu gibi durumlarda NaOCl çevre dokuları hızla okside ederek hemoliz ve ülserasyona ardından endotelyal ve fibroblast hücrelerinin yıkımına sebep olur ⁽⁵⁾. Bu dezavantajın üstesinden gelebilmek için yandan perfore enjektör iğneleri tasarlanmış ve endodonti pratiğine yerleşmiştir (Şekil 1). Ayrıca geleneksel enjektörlerle gerçekleştirilen irrigasyon işleminin bir diğer dezavantajı ise enjektör iğnesinin çapından dolayı irrigasyon solüsyonunun apikal bölgeye ulaşamamasıdır ⁽⁶⁾.



Şekil 1. Yandan perfore irrigasyon iğnesi (7).

b. İrrigasyon Fırçaları:

Fırça ile kaplı enjektör iğneleri endodontide pulpa artıklarını uzaklaştırma ve irrigasyon aktivasyonu için üretilmiş araçlardır (Şekil 2). Endobrush ((C & S Microinstruments Limited, Markham, Ontario, Kanada)), 30-gauge (G) irrigasyon iğnesinin uç kısmının fırça ile kaplanması ile geliştirilmiştir. Al-Hadlaq ve ark. 30 G'luk NaviTip FX (Ultradent, South Jordan, UT, ABD) irrigasyon fırçası ile aynı boyuttaki geleneksel irrigasyon iğnesinin etkinliğini araştırmışlardır. Çalışma sonucunda, koronal üçlüde NaviTip FX anlamlı derecede daha iyi bulunurken orta ve apikal üçlüde gruplar arasında fark bulunmamıştır ⁽⁸⁾.



Şekil 2. İrrigasyon fırçası.

c. Manuel Dinamik Aktivasyon (MDA):

Genişletilmesi tamamlanmış dişlerde ana kon olarak seçilen gutta perkanın kanal çalışma boyutunda 2-3 mm ileri geri hareket ettirilerek solüsyonun apikale kadar ilerletildiği bir yöntemdir ⁽⁹⁾. Kök kanalına uyumlu gutta perkanın ileri geri hareketi, kanal içerisinde değişken basınç alanları oluşturarak irrigasyon ajanını daha fazla yüzeye temas ettirmektedir ⁽⁹⁾. MDA'da gutta perkanın hareket frekansı (3,3 Hz 30 saniyede 100 hareket) RinsEndo (Dürr Dental, Bietigheim, Almanya) otomatize irrigasyon başlığı tarafından üretilen hidrodinamik basınç frekansından daha yüksek bulunmuştur ⁽⁹⁾. Daha ekonomik bir yöntem olmasından dolayı MDA, endodontide hala kullanılan bir yöntemdir. Ancak tedavi sırasında zahmetli bir yöntem olmasından ve gelişen teknolojik ürünler ile karşılaştırıldığında etkinliğinin daha az olmasından ötürü yeni tekniklere ilgi artmaktadır.

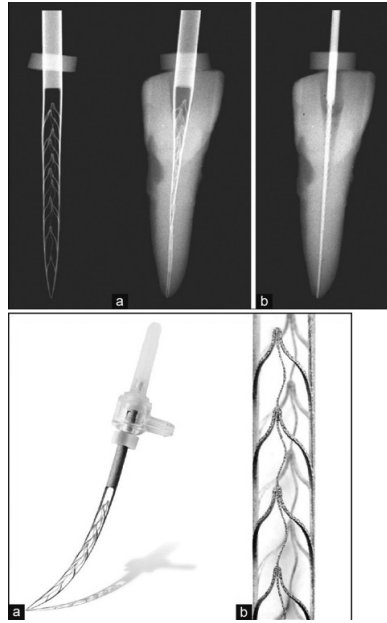
2. KANAL PREPARASYONU SIRASINDA İRRİGASYON AKTİVASYONU YAPAN SİSTEMLER

a. Quantec-E

Quantec-E (SybronEndo, Orange, CA) döner aletler ile preparasyon esnasında devamlı irrigasyon yapan bir sistemdir. Böylece kök kanal preparasyonu sırasında kök kanalları daha fazla irrigasyon solüsyonu ile temas etmekte ve solüsyon daha derinlere penetre olabilmektedir ⁽⁹⁾. Ancak Setlock ve ark'nın. Quantec-E'yi kullanıldıkları çalışmalarında kökün apikal ve orta üçlüsünde elde edilen temizliğin konvansiyonel şırınga irrigasyondan farkı olmadığını bildirmişlerdir ⁽¹⁰⁾.

b. Self Adjusting File (SAF)

Self Adjusting File, kafes şeklinde metallere oluşan ve kafesin lümeni aracılığıyla devamlı irrigasyon solüsyonu akışına izin veren bir sistemdir (Şekil 3). Nikel titanyumdan yapılmış olan SAF'ın yüzey özellikleri, esnek metali ve lümenli yapısı ile kök kanal anatomisine uyum sağlayabilmektedir. SAF sisteminin kullanılabilmesi için 20 numaralı K tipi el eğesi ile apikale kadar ilerlenmesi yeterli olup metal ağların ileri geri titreşim hareketi ile dentin üzerinde bir miktar aşındırma yapmaktadır ⁽¹¹⁾. Tüm irrigasyon aktivasyon sistemleri, solüsyonun akış hareketini artırma ve akustik akışı indüklemeye esasına dayanırken, SAF mekanik bir ovma hareketi ile dentin yüzeyinde etkili bir temizlik yapmaktadır ⁽¹¹⁾. Ayrıca oval şekilli kanallarda ve C şekilli kanallarda etkili bir temizlik sunmaktadır ⁽¹¹⁾.



Şekil 3. Self Adjusting File ⁽¹¹⁾.

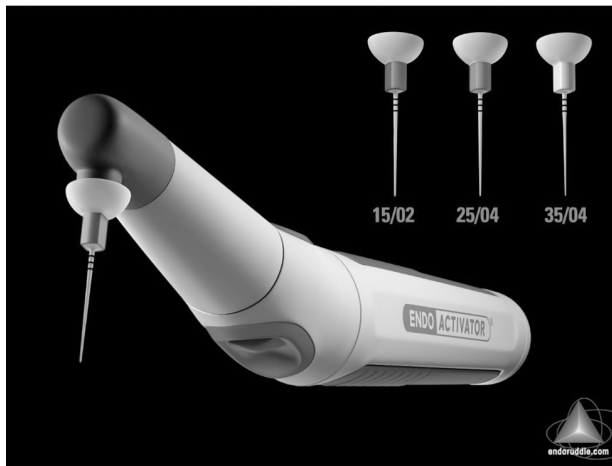
Neves ve ark., SAF sistemi ile gerçekleştirilen kök kanal preparasyonunun kök kanallarındaki bakteri yoğunluğunu azaltmada el eğeleri ile gerçekleştirilen preparasyondan önemli ölçüde daha etkili olduğunu ancak yine de ilave irrigasyon aktivasyon tekniklerine ihtiyaç duyulduğunu bildirmiştir ⁽¹²⁾. Kfir ve ark., farklı aktivasyon tekniklerinin, kök kanallarından kalsiyum hidroksit uzaklaştırma etkinliğini araştırmışlardır. Çalışma sonucunda SAF, konvansiyonel şırınga irrigasyonundan anlamlı derecede iyi bulunurken, XP-endo finisher ve pasif ultrasonik aktivasyon (PUI) ile karşılaştırıldığında bu üçü (SAF, XP-endo finisher ve PUI) arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ⁽¹³⁾.

3. SONİK AKTİVASYON TEKNİKLERİ

Endodontide sonik sistem ile çalışan bir alet ilk kez 1985 yılında Tornstad ve ark tarafından tanıtılmıştır ⁽¹⁴⁾. Sonik sistemler 2-3 kHz'lik frekansta dönme hareketi yapmadan, yatay yönde titreşimlerle çalışan sistemlerdir.

a. EndoActivator

EndoActivator (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK), kesmeyen polimer bir uç aracılığıyla kök kanalı içerisinde ileri geri hareketler ile hidrodinamik aktivasyon yaparak etkinlik gösteren bir cihazdır ⁽¹⁵⁾ (Şekil 4). Kök kanal enstrümanlarının ve irrigasyon solüsyonlarının ulaşamadığı lateral kanallar gibi kök kanal anatomisinden kaynaklanan zorlu alanlara irrigasyon solüsyonlarının iletilmesinde etkilidir. EndoActivator'un kök kanalındaki temizleyici etkisini artırmak için titreşim yapan uç kısmının kök kanalı içerisinde ileri geri hareketler ile yönlendirilmesi meydana gelen hidrodinamik etkiyi artırmaktadır ⁽⁹⁾. Karade ve ark. EndoActivator'un smear tabakasını konvansiyonel şırınga irrigasyonuna göre daha iyi uzaklaştırdığını bildirmiştir ⁽¹⁶⁾. Bryce ve ark. özel boyanmış kollajen filmi kök kanallarına uygulayıp daha sonra farklı tekniklerle bu kollajen filmin uzaklaştırılma etkinlikliğini değerlendirdikleri çalışmalarında Endoactivator'un konvansiyonel şırınga irrigasyonuna göre daha etkili olduğunu bildirmişlerdir ⁽¹⁷⁾. Kumar ve ark. farklı aktivasyon yöntemlerinin kök kanalından üçlü antibiyotik patını uzaklaştırma etkinliğini araştırdıkları çalışmalarında EndoActivator'un etkinliği irrigasyon fırçalarından anlamlı derecede daha yüksek bulunurken, EndoActivator ile PUI arasında anlamlı bir farklılık bulunmadığını bildirmişlerdir ⁽¹⁸⁾.



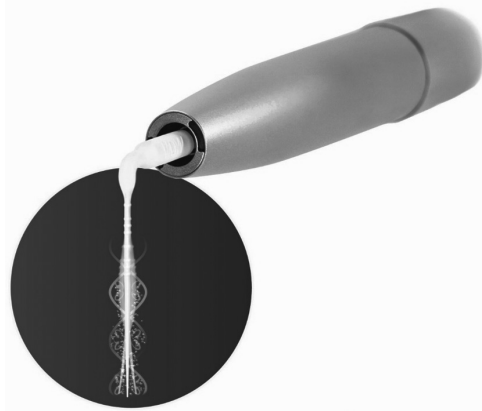
Şekil 4. Endoactivator ⁽¹⁹⁾.

b. Sonic Air MM 1500

Sonic Air MM 1500 (Micro Mega, Prodonta, Geneva, Switzerland), 1500-3000 Hz frekans aralığında dikenimsi bir görüntüsü olan paslanmaz çelikten üretilmiş Rispi Sonic egesi ile çalışmaktadır. Ege hem dentin üzerinde aşındırma yapmak hem de irrigasyon aktivasyonu yapmak üzere tasarlanmıştır ⁽²⁰⁾.

c. Eddy

Sonik sistemlerin en güncel ürünlerinden biri olan Eddy; (VDW, Münih, Almanya) 6000 Hz frekansta çalışan kesmeyen polimer uca sahip bir cihazdır ⁽²¹⁾ (Şekil 5). 2017 yılında Urban ve ark. tarafından yapılan çalışmada farklı irrigasyon aktivasyon yöntemleri ile debris ve smear tabakası uzaklaştırma etkinlikleri araştırılmıştır. Çalışma sonucunda Eddy'nin pasif ultrasonik aktivasyonla benzer sonuçlar verdiği bildirilmiştir ⁽²²⁾. Conde ve ark. organik dokuların uzaklaştırılmasında pasif ultrasonik aktivasyon ve sonik sistemlerin (EndoActivator ve Eddy) etkinliğini karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda irrigasyon aktivasyon sistemlerinin organik doku kaldırmada etkili olduğunu ancak sistemler arasında anlamlı bir farklılık bulunmadığını bildirmişlerdir ⁽²³⁾. Salas ve ark. CH'nin dentin tübüllerine penetrasyonunda, farklı aktivasyon yöntemlerinin etkinliğini araştırdıkları çalışmalarında Eddy'nin konvansiyonel şırınga irrigasyonundan daha etkili olduğunu tespit etmiş ancak PUI kadar etkili olmadığını ileri sürmüşlerdir ⁽²⁴⁾. Bir diğer çalışmada farklı aktivasyon tekniklerinin kullanıldığı kurvatürlü kök kanallarında apikalden debris ekstrüzyonu miktarı karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda en çok debris ekstrüzyonu görülen grup Eddy grubu olmuştur ⁽²⁵⁾. Gündoğar ve ark. konvansiyonel irrigasyon, EndoActivator, Eddy ve PUI'nin postoperatif ağrıya etkisini araştırmışlardır. 24 saat sonunda en yüksek ağrı konvansiyonel şırınga irrigasyonunda olurken, en düşük ağrı Eddy grubunda bulunmuştur ⁽²⁶⁾.



Şekil 5. Eddy ⁽²⁷⁾.

4. ULTRASONİK AKTİVASYON TEKNİKLERİ

Endodontide ultrasonikler, 1957’de Richman tarafından kullanılmaya başlanmıştır ve günümüzde etkili şekilde irrigasyon aktivasyonunda kullanılmaktadır ⁽²⁸⁾. Ultrasonikler 25-30 kHz frekanslarında çalışırlar (Şekil 6). Kanal içerisine yerleştirilen ultrasonik uç, ucun uzunluğu boyunca “node” ve “anti-node” bölgeleri oluşturarak yatay salınım ile etkinlik gösterirler ⁽²⁹⁾. Node, minimum yer değiştirme veya minimum salınım bölgesini temsil ederken; antinode maksimum yer değiştirme veya maksimum salınım bölgesini temsil eder. Literatürde iki tip ultrasonik aktivasyon bulunmaktadır.



Şekil 6. Ultrasonik cihaz ⁽³⁰⁾.

a. Ultrasonik Enstrümantasyon

Ultrasonik aktivasyonla eş zamanlı enstrümantasyon yapan sistemler bulunmaktadır. Ultrasonik ucun kök kanalı içerisinde hareketini kontrol etmek pek mümkün değildir. Bu yüzden kök kanalında düzensiz aşındırmalara, kanal anatomisinde değişikliklere, apikal perforasyonlara yol açabildiği tespit edilmiştir ⁽²⁹⁾. Ayrıca kök kanalından pulpa dokusu ve smear tabakası uzaklaştırmada ultrasonik enstrümantasyonun PUI’den daha verimsiz olduğu bulunmuştur ^(29,31).

b. Pasif Ultrasonik Aktivasyon (PUI)

Kök kanal genişletmesi sonrası sadece irrigasyon aktivasyonu yapan, kök kanal duvarlarından madde kaldırmayan pasif bir yöntemdir ⁽²⁹⁾. Pasif ultrasonik irrigasyon yönteminde akustik enerjini kök kanalına bir enstrüman veya ince bir tel yardımıyla iletilmektedir. Ultrasonik enerji irrigasyon solüsyonunda akustik dalgalar ve kavitasyonlar oluşturarak kök kanal enstrümanlarının dokunmadığı alanlar ve yüzeylerle irrigasyon solüsyonunu temasını artırmaktadır ⁽²⁹⁾. Donner-

meyer ve ark. yapay kök kanallarında farklı teknikler kullanarak kanal içerisinden kalsiyum hidroksit uzaklaştırdıkları çalışmalarında, PUI'nin konvansiyonel şırınga irrigasyonundan ve XP Endo Finisher'dan istatistiksel açıdan anlamlı derecede daha etkili olduğunu bulmuşlardır ⁽²¹⁾. Yusufoglu ve ark. irrigasyon aktivasyon yöntemlerinin apikal debris ekstrüzyonuna etkisini araştırmışlardır. Çalışma sonucunda PUI'nin Eddy'e oranla daha az debris ekstrüzyonuna sebep olduğu ancak, PUI'nin Photon Induced Photoacoustic Streaming (PIPS) ve konvansiyonel şırınga irrigasyonu ile karşılaştırıldığında bu üçü arasında fark bulunmadığını bildirmişlerdir ⁽²⁵⁾.

5. ARDIŞIK DÜZENLİ BASINÇ OLUŞTURAN SİSTEMLER

a. RinsEndo

İrrigasyon solüsyonunun tüm kök kanal yüzeylerine temas etmesi amacıyla ar- dışık ve düzenli basınç oluşturan sistemler geliştirilmiştir. Bu yöntemle çalışan, RinsEndo (Duerr –Dental, Bittigheim-Bissingen, Almanya) ve EndoVac (Discus Dental, Culver City, CA) isimli iki sistem bulunmaktadır. RinsEndo ünite takılan başlık, kanül ve enjektörden oluşur ve 1,6 Hz titreşim frekansı ile kanala irrigasyon solüsyonunu enjekte etmektedir (Şekil 7). İkinci fazında ise vakum etkisi ile kök kanalından irrigasyon solüsyonunu tekrar geri çekmektedir. Kullanım talimatla- rında bildirildiğine göre kanül kök kanalının koronal üçlüsünde konumlanırsa da üretici firma ürünün apikal bölgede etkili bir temizlik yaptığını iddia etmektedir ⁽⁹⁾. Toljan ve ark. ⁽³²⁾ RinsEndo ve PUI'nin *E. faecalis* biyofilmi üzerine etkilerini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda irrigasyon solüsyonu hacmi sabit tutulan gruplarda *E. faecalis* biyofilmi üzerinde RinsEndo PUI'den anlamlı derecede daha etkili bulunmuştur ⁽³²⁾. Ancak Vivan ve ark. debris uzaklaştırmada konvansiyonel şırınga irrigasyonu ile RinsEndo sistemi arasında istatistiksel açıdan bir farklılık bulunmadığını bildirmişlerdir ⁽³³⁾.



Şekil 7. RinEndo ⁽³⁴⁾.

b. EndoVac

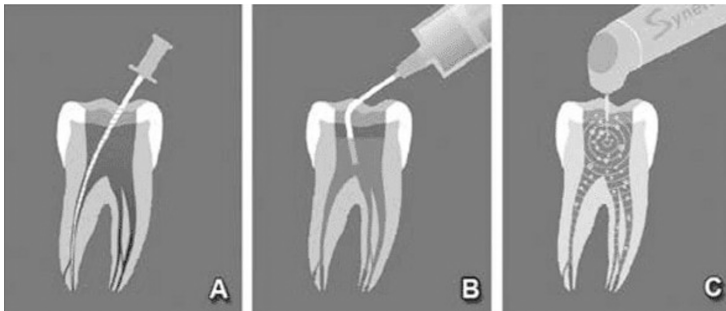
EndoVac sistemi birer adet mikrokanül, makrokanül ve enjektörden oluşan bir sistemdir. İrrigasyon sırasında mikrokanül kanalın apikal üçlüsünde yerleştirilirken, makrokanül koronal üçlüye yerleştirilir. Bu sayede giriş kavitesine verilen irrigasyon solüsyonu negatif bir basınçla apikale doğru yönlendirilmiş olur ve apikalden mikrokanül tarafında emilerek kök kanal sisteminden uzaklaştırılır. Makro kanül ise koronal bölgedeki daha büyük boyutlu debrisleri uzaklaştırmaktan sorumludur ⁽⁹⁾. Yılmaz ve ark. farklı irrigasyon aktivasyon tekniklerini kullandıkları bir çalışmada, smear tabakası kaldırmada EndoVac ve RinsEndo gruplarının diğer gruplardan daha etkili olmadığını bildirmişlerdir ⁽³⁵⁾. Ancak Thulaseedharan ve ark. *E. Faecalis*'in kök kanallarından uzaklaştırılmasında EndoVac sisteminin konvansiyonel şırınga irrigasyonu ve PUI'ye göre daha etkili olduğunu bildirmişleridir ⁽³⁶⁾.

6. Lazerli Aktivasyon Teknikleri

Diş hekimliğinde deneysel veya klinik olarak kullanılan birçok lazer (dalga boyları 532 nm'den 10600 nm'ye kadar) bakteri hücre yapısında değişikliklere sebep olan termal etkileriyle bakterisidik özelliğe sahiptir ^(37,38). Lazerin termal etkisi, su moleküllerinde genleşme ve büzülme meydana getirerek kanal içi sıvıda sekonder kavitasyon oluşturmaktadır ⁽³⁹⁾. Bu amaçla CO₂, Nd:YAG, Er:YAG, Argon Diyot gibi lazer çeşitleri kullanılmıştır ⁽³⁹⁾.

PIPS (Photon Induced Photoacoustic Streaming)

Photon Induced Photoacoustic Streaming (PIPS) olarak adlandırılan bu teknik, bir Er:YAG lazerin (LightWalker AT, Fotona, Ljubljana, Slovenya) kullanılması ve bu Er:YAG lazerin açığa çıkardığı enerjinin irrigasyon solüsyonları (sodyum hipoklorit, EDTA, damıtılmış su) ile etkileşmesi mantığı ile çalışmaktadır ⁽⁴⁰⁾. Bu teknikte, sadece 50 mikrosaniye süreli darbelerle 10 ila 15 Hz'de 20 ila 50 mikrojoule'lük (mJ) düşük enerji seviyelerini kullanılmakla beraber, fototermalden ziyade daha fazla fotoakustik ve fotomekanik etkiler meydana gelir.

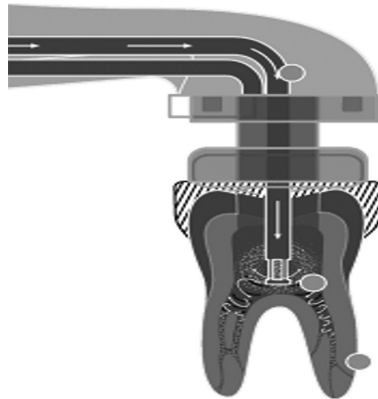


Şekil 8. Photon Induced Photoacoustic Streaming (PIPS) ⁽⁴¹⁾.

Akçay ve ark. farklı irrigasyon aktivasyon tekniklerinden sonra farklı kanal patlarının dentin tübüllerine penetrasyonunu araştırdıkları çalışmada, PIPS ve PUI kullanımı sonrası biyoseramik içerikli kanal patının dentin tübüllerinde daha derine penetre olduğunu bulmuşlardır ⁽⁴²⁾. Mandras ve ark. PİPS'in konvansiyonel şırınga irrigasyonuna göre kök kanal sisteminden daha fazla sayıda bakteriyi elimine ettiğini ancak bu farkın istatistiksel açıdan anlamlı olmadığını bildirmişlerdir ⁽⁴³⁾. Arslan ve ark. PİPS, EndoActivator ve konvansiyonel şırınga irrigasyonun, ikili ve üçlü antibiyotik patının uzaklaştırılmasındaki etkinliklerini araştırdıkları çalışmalarında PİPS grubu diğer gruplara göre istatistiksel açıdan anlamlı ölçüde daha etkili bulunmuştur ⁽⁴⁴⁾.

7. GENTLEWAVE SİSTEMİ

Gentlewave (GW) (Sonendo, Laguna Hills, CA, ABD) sistemi, geniş spektrumlu ses dalgaları üreterek, multisonik ses dalgaları başlatır ve bu şekilde kök kanalını temizlemeyi amaçlamaktadır ⁽⁴⁵⁾ (Şekil 9). GW sistemi kök kanalı içerisine yerleştirilmeden sadece pulpa odasında konumlandırılarak etkinlik göstermektedir. Sistemin el aleti kök kanal sistemine irrigasyon akışı sağlarken aynı zamanda fazla sıvının tahliyesini de gerçekleştirmektedir ⁽⁴⁶⁾. Haapasalo ve ark. GW sisteminin, ultrasonik cihazlara ve konvansiyonel irrigasyona göre sırasıyla sekiz ve on kat daha hızlı doku çözdüğünü bildirmiştir ⁽⁴⁵⁾. Wright ve ark kök kanal tedavisi yenilenmesi (retreatment) işleminde GW, EndoVac ve yandan perfore iğne ile gerçekleştirilen konvansiyonel şırınga irrigasyonunun etkinliğini araştırmışlardır. Çalışma sonucunda GW ve konvansiyonel irrigasyon, EndoVac grubundan daha fazla gutta perka uzaklaştırırken bu fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ⁽⁴⁷⁾. Sigurdsson ve ark. geniş periapikal lezyonlu dişlerin iyileşmesinde GW sisteminin başarı oranının %97,7 olduğunu bildirmişlerdir ⁽⁴⁸⁾.



Şekil 9. GentleWave ⁽⁴⁹⁾.

SONUÇLAR

Endodontik tedavinin başarısı için debris ve mikroorganizmaların kök kanal sisteminden etkili şekilde uzaklaştırılması gerekmektedir. Günümüze kadar geliştirilen cihaz ve tekniklerin hiçbiri kök kanalından bakteri ve debris uzaklaştırılmasında %100 etkili bulunmamıştır. Bu yüzden irrigasyon aktivasyon tekniklerinin daha fazla geliştirilmesine ve bu konuda daha fazla çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Haapasalo M, Shen Y, Wang Z, et al. Irrigation in endodontics. Br Dent J, 2014;**216**:299-303.
2. Abuhaimed T.S, Abou Neel E.A. Sodium Hypochlorite Irrigation and Its Effect on Bond Strength to Dentin. Biomed Res Int. 2017; p. 1930360. Doi:10.1155/2017/1930360.
3. Wang Z, Shen Y, Haapasalo M. Effectiveness of endodontic disinfecting solutions against young and old *Enterococcus faecalis* biofilms in dentin canals. J Endod, 2012;**38**:1376-9.
4. Ma J, Wang Z, Shen Y, et al. A new noninvasive model to study the effectiveness of dentin disinfection by using confocal laser scanning microscopy. J Endod, 2011;**37**:1380-5.
5. Guivarc'h M, Ordioni U, Ahmed H.M, et al. Sodium Hypochlorite Accident: A Systematic Review. J Endod, 2017;**43**:16-24.
6. Haapasalo M, Shen Y, Qian W, et al. Irrigation in endodontics. Dent Clin North Am, 2010;**54**:291-312.
7. <https://www.dentrealmarket.com/urun/irrigation-probe-irrigasyon-ignesi-100luk-cift-delikli>. (erişim tarihi:12.09.2021).
8. Al-Hadlaq S.M, Al-Turaiki S.A, Al-Sulami U, et al. Efficacy of a new brush-covered irrigation needle in removing root canal debris: a scanning electron microscopic study. J Endod, 2006;**32**:1181-4.
9. Gu L.S, Kim J.R, Ling J, et al. Review of contemporary irrigant agitation techniques and devices. J Endod, 2009;**35**:791-804.
10. Setlock J, Fayad M.I, BeGole E, et al. Evaluation of canal cleanliness and smear layer removal after the use of the Quantec-E irrigation system and syringe: a comparative scanning electron microscope study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2003;**96**:614-7.
11. Metzger Z. The self-adjusting file (SAF) system: An evidence-based update. J Conserv Dent, 2014;**17**:401-19.
12. Neves M.A, Rocas I.N, Siqueira J.F.Jr. Clinical antibacterial effectiveness of the self-adjusting file system. Int Endod J, 2014;**47**:356-65.
13. Kfir A, Blau-Venezia N, Goldberger T, et al. Efficacy of self-adjusting file, XP-endo finisher and passive ultrasonic irrigation on the removal of calcium hydroxide paste from an artificial standardized groove. Aust Endod J, 2018;**44**:26-31.
14. Tronstad L, Barnett F, Schwartzben L, et al. Effectiveness and safety of a sonic vibratory endodontic instrument. Endod Dent Traumatol, 1985;**1**: 69-76.
15. Ruddle C. (2002) Pathways of the Pulp. 8th Ed. St Louis; Mosby, I.p.231-91.
16. Karade P, Johnson A, Baeten J, et al. Smear Layer Removal Efficacy Using EndoActivator and EndoUltra Activation Systems: An Ex Vivo SEM Analysis. Compend Contin Educ Dent, 2018;**39**:9-12.
17. Bryce G, MacBeth N, Gulabivala K, et al. The efficacy of supplementary sonic irrigation using the EndoActivator((R)) system determined by removal of a collagen film from an ex vivo model. Int Endod J, 2018;**51**: 489-497.
18. Kumar S, Desai K, Palekar A, et al. Comparison of the Efficacy of CanalBrush, EndoActivator, and Passive Ultrasonic Irrigation on the Removal of Triple Antibiotic Paste from Root Canal Walls: An In Vitro Study. J Int Soc Prev Community Dent, 2020;**10**:424-430.

19. <https://www.endoruddle.com/EndoActivator.d>. (Erişim tarihi: 16.09.2021)
20. Küçük M, Kermeoğlu F, Kalender A. Endodontide Kullanılan Güncel İrrigasyon Solüsyonları, Sistem ve Cihazları İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi 2016;5:29-37.
21. Donnermeyer D, Wyrsh H, Burklein S, et al. Removal of Calcium Hydroxide from Artificial Grooves in Straight Root Canals: Sonic Activation Using EDDY Versus Passive Ultrasonic Irrigation and XPendo Finisher. J Endod, 2019;45:322-326.
22. Urban K, Donnermeyer D, Schafer E, et al. Canal cleanliness using different irrigation activation systems: a SEM evaluation. Clin Oral Investig, 2017;21:2681-2687.
23. Conde A.J, Estevez R, Lorono G, et al. Effect of sonic and ultrasonic activation on organic tissue dissolution from simulated grooves in root canals using sodium hypochlorite and EDTA. Int Endod J, 2017;50:976-982.
24. Salas H, Castrejon A, Fuentes D, et al. Evaluation of the penetration of CHX 2% on dentinal tubules using Conventional Irrigation, Sonic Irrigation (EDDY) and Passive Ultrasonic Irrigation (PUI) techniques: An in vitro study. J Clin Exp Dent, 2021;13:37-42.
25. İnce Yusufoglu S, Keskin N.B, Sarıçam E, et al. Comparison of apical debris extrusion using EDDY, passive ultrasonic activation and photon-initiated photoacoustic streaming irrigation activation devices. Aust Endod J, 2020;46:400-404.
26. Gündoğar M, Sezgin G.P, Kaplan S.S, et al. Postoperative pain after different irrigation activation techniques: a randomized, clinical trial. Odontology, 2021;109:385-392.
27. <https://www.dental-tribune.com/prod/peace-of-mind-included-the-endo-system-by-vdw/>. (Erişim tarihi: 20.09.2021).
28. Richman R.J. The Use Of Ultrasonics in Root Canal Therapy and Root Resection. Medicine Dentistry Journal, 1957;12:12-8.
29. van der Sluis L.W, Versluis M, Wu M.K, et al. Passive ultrasonic irrigation of the root canal: a review of the literature. Int Endod J, 2007;40:415-26.
30. <https://www.vdw-dental.com/en/products/detail/vdwultra/>. (Erişim tarihi: 23.09.2021)
31. Weller R.N, Brady J.M, Bernier W.E. Efficacy of ultrasonic cleaning. J Endod, 1980;6:740-3.
32. Toljan I, Bago I, Juric, et al. Eradication of Intracanal Enterococcus Faecalis Biofilm by Passive Ultrasonic Irrigation and RinsEndo System. Acta Stomatol Croat, 2016;50:14-22.
33. Vivan R.R, Bortolo M.V, Duarte M.A, et al. Scanning electron microscopy analysis of RinsEndo system and conventional irrigation for debris removal. Braz Dent J, 2010;21:305-9.
34. <https://www.aegisdentalnetwork.com/id/2007/05/rinsendo-a-unique-instrument-for-root-canal-debridement>. (Erişim tarihi: 25.09.2021).
35. Yılmaz M, Yılmaz S, Dumani A, et al. Effects of seven different irrigation techniques on debris and the smear layer: a scanning electron microscopy study. Niger J Clin Pract, 2017;20:328-334.
36. Thulaseedharan S, Kabbinala P, Vallabhdas A.K, et al. In Vitro Comparative Evaluation of Effectiveness of Sodium Hypochlorite with Conventional Irrigation Method versus EndoVac and Ultrasonic Irrigation in the Elimination of Enterococcus faecalis from Root Canals. J Pharm Bioallied Sci, 2020;12:105-108.
37. Schoop U, Kluger W, Dervisbegovic S, et al. Innovative wavelengths in endodontic treatment. Lasers Surg Med, 2006;38:624-30.
38. Beer F, Buchmair A, Wernisch J, et al. Comparison of two diode lasers on bactericidity in root canals--an in vitro study. Lasers Med Sci, 2012;27: 361-4.
39. Akyüz Ekim Ş.N, Erdemir A. Endodontide İrrigasyon Aktivasyon Yöntemleri. J Dent Fac Atatürk Uni, 2015;10:98-104.
40. Peters O.A, Bardsley S, Fong J, et al. Disinfection of root canals with photon-initiated photoacoustic streaming. J Endod, 2011;37:1008-12.
41. <https://endopracticeus.com/industry-news/laser-enhanced-endodontic-treatment/>. (Erişim tarihi: 27.09.2021)
42. Akcay M, Arslan H, Durmuş N, et al. Dentinal tubule penetration of AH Plus, iRoot SP, MTA fillapex, and guttaflow bioseal root canal sealers after different final irrigation procedures: A confocal microscopic study. Lasers Surg Med, 2016;48:70-6.

43. Mandras N, Pasqualini D, Roana J, et al. Influence of Photon-Induced Photoacoustic Streaming (PIPS) on Root Canal Disinfection and Post-Operative Pain: A Randomized Clinical Trial. *J Clin Med*, 2020;**9**:3915. doi:10.3390/jcm9123915.
44. Arslan H, Akçay M, Çapar I.D, et al. Efficacy of needle irrigation, EndoActivator, and photon-initiated photoacoustic streaming technique on removal of double and triple antibiotic pastes. *J Endod*, 2014;**40**:1439-42.
45. Haapasalo M, Wang Z, Shen Y, et al. Tissue dissolution by a novel multisonic ultracleaning system and sodium hypochlorite. *J Endod*, 2014;**40**:1178-81.
46. Mohammadi Z, Jafarzadeh H, Shalavi S, et al. Recent Advances in Root Canal Disinfection: A Review. *Iran Endod J*, 2017;**12**:402-406.
47. Wright C.R, Glickman G.N, Jalali P, et al. Effectiveness of Gutta-percha/Sealer Removal during Retreatment of Extracted Human Molars Using the GentleWave System. *J Endod*, 2019;**45**:808-812.
48. Sigurdsson A, Garland R.W, Le K.T, et al. Healing of Periapical Lesions after Endodontic Treatment with the GentleWave Procedure: A Prospective Multicenter Clinical Study. *J Endod*, 2018;**44**:510-517.
49. <https://sonendo.com/technology/mechanism-of-action>. (Erişim tarihi 28.09.2021).

Bölüm 2

ENDODONTİDE KULLANILAN DÖNER ALET SİSTEMLERİ

Deniz YANIK¹

GİRİŞ

Endodontik tedavinin primer amacı, tüm kanal sisteminin eksiksiz bir şekilde temizlenmesi ve akabinde sızdırmaz bir şekilde doldurulmasıdır. Kök kanallarının mekanik preperasyonunda tüm vital, nekrotik pulpa dokusunun ve enfekte dentinin uzaklaştırılması gerekmektedir. Kanal sisteminin uygun ve eksiksiz bir şekilde preperasyonu endodontik tedavinin uzun dönem başarısı ile doğrudan ilgilidir. Geleneksel olarak endodontik tedavide kanal preperasyonu paslanmaz çelik el eğeleri ile gerçekleştirilir. Fakat bu eğelerin mekanik özelliklerine bağlı bazı limitasyonları bulunmaktadır. Bunların arasında en önemlisi, kanal formunun korunamaması ve kanalda perforasyon veya basamak gibi endodontik tedavinin başarısız olmasıyla sonuçlanabilecek komplikasyonlara neden olmasıdır. Aynı zamanda komplike kanal sistemlerinin el eğeleri ile preperasyonu, endodontik tedavinin klinik süresini uzatmaktadır.¹⁻⁴

Nikel-titanyum (NiTi) döner enstrümanların gelişimi endodonti bilimi için devrim niteliği taşır. NiTi enstrümanlar, endodontide kanal preperasyonunu farklı bir düzeye taşıdığı gibi, komplike kanal sistemlerinin daha hızlı ve daha az komplikasyon riskiyle gerçekleştirilmesine olanak sağladı.¹

NiTi döner alet sistemleri geliştikçe, çeşitli mekanik özelliklerini inceleyen pek çok çalışma yapıldı.²⁻⁴ Bu sistemlerin farklı diş morfolojilerinde doğru preperasyonu sağlayacak yapısal gelişimleri hala devam etmektedir. Enstrümanların hem morfolojisi hem alaşımı hem de preperasyondaki çalışma prensibi gelişmekte, değişmektedir. Günümüzde ortalama 180'in üzerinde farklı özelliklere sahip döner enstrüman sistemi bulunmakta ve bu sayı gün geçtikçe artmaktadır.^{3,4} Yapılan çalışmalar ve teknoloji ışığında, kanal sisteminin yapısını koruyan, apikalden debris taşırmayan, kırılmayan, yeterli kesme işlemini gerçekleştiren ideal bir kanal eğesi arayışı devam etmektedir.

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Antalya Bilim Üniversitesi, deniz.yanik@antalya.edu.tr

1.DÖNER ENSTRÜMANLARIN GELİŞİMİ

Endodontik tedavide mekanik preperasyonun amaçları arasında, tüm kanal sisteminin canlı veya nekrotik pulpa dokusunun ve enfekte olan dentin dokusunun uzaklaştırılması, kimyasal irrigasyon ajanlarının kanal sisteminin apikal kısmına ulaşması, kanal medikamentleri ve dolgu materyali için uygun ve yeterli alan oluşturulması, kök yapılarının karakteristiğinin korunması sayılabilir.^{5,6} Endodontik preperasyonda paslanmaz çelikten üretilen el eğeleriyle preperasyonu, döner alet sistemlerinin gelişiminden önce oldukça fazla kullanılmaktaydı. Fakat, kök kanal sisteminin paslanmaz çelik eğelerle preperasyonunda, kanalda basamak oluşumu, perforasyon, kanal trajesinin ve apikal foramenin transportasyonu, aşırı eğimli kanallarda alet kırılması gibi dezavantajlar bulunmaktadır.^{1,2-5} Bu yüzden kanal duvarlarına ve kanal eğimine uyum sağlayan superelastisite özelliğine sahip NiTi alaşımlı enstrümanların gelişimiyle komplikasyon riskini azaltan preperasyon imkânı doğdu.³

Endodontide preperasyona bakışı değiştiren NiTi döner enstrümanların gelişimi, klinik kullanımdaki yeri ve yaygınlığı, farklı klinik tablolara uygunluğu için güncellenmesi belli bir zaman dilimini kapsar.^{3,4} İlk üretilen döner alet enstrümanları, güncel olanlarından hem alaşım hem preperasyona yaklaşım hem de hareket prensipleri açısından farklılık gösterdi. NiTi alaşımları geliştirilmesi 1960'lı yıllarda askeri amaçlarla gerçekleşti. Daha sonra, optimal mekanik karakteristiğine dayanarak bu alaşımın medikal alanda da kullanımına ilişkin çalışmalar hız kazandı.¹ NiTi alaşımı diş hekimliğinde ilk ortodontik tellerin üretilmesinde kullanıldı.² NiTi alaşımının biyouyumluluk, superelastisite, şekil hafızası etkisi gibi mekanik özelliklerine bağlı endodontik tedavide kullanılan eğelerin üretiminde kullanılması düşünülmüştür.⁵ NiTi alaşımının endodontik döner enstrümanların gelişimde kullanılmasından bu yana endodontik tedavinin başarısı önemli ölçüde artmıştır.¹⁻³

Geliştirilen ilk döner sistemlerden biri LightSpeed enstrümanlarıdır. Tüm set #20 ile #100 arasındaki eğelerden oluşur. Enine kesit şekli ekskavatör ihtiva eden yuvarlak olarak tasvir edilir. Profile (Dentsply) esnek bir şarta sahiptir. Taper açısı #0.04 ve #0.06 olan eğeler içerir. Enine kesiti U şeklindedir, önerilen kullanım hızı 150 ile 300 rpm arasında değişmektedir.⁶ Hero 642 (MicroMega) sistemi negatif rake açısına sahiptir. Enine kesiti H-tipi eğeye benzer. Açılımı “rotasyonda yüksek elastisite (high elasticity in rotation-HERO)” anlamına gelen bu sistem göreceli olarak yüksek esneklik özelliğine sahiptir. Protaper sistemi (Dentsply) basit bir çalışma prensibine dayanır; üç adet şekillendirme, üç adet bitirme eğesi olmak üzere altı eğeden oluşur. Enine kesiti konveks üçgene benzer. Radyal alan içer-

mez.^{6,7} Aynı eğe üzerinde farklı taper açıları bulunur. Şekillendirme eğeleri, kuro-nale doğru artan taper açısına sahipken, bitirme eğelerinin kuro-nale doğru taper açısı azalır. K3 (SybronEndo) sistemi vidalanmayı engelleyen radyal alan içerir. Pozitif rake açısı daha iyi bir kesme etkinliği sağlar. Flexmaster (VDW) sisteminde #0.02, #0.04, #0.06 taper açılarında eğeler bulunur, enine kesiti üçgen şekillidir. Radyal alan içermez, çok iyi kesme yeteneği vardır. RACE (FKG) üçgen kesitli bir eğe sistemidir. Yüzey özellikleri elektropolishing işlemi ile güçlendirilmiştir.⁸

Döner enstrümanların yüzey özellikleri en önemli parametrelerden birini oluşturur. Çünkü materyalin yüzeyinde oluşan mikroçatlaklar ilerleyerek alet kırığıyla sonuçlanabilir. Enstrümanlar yüzey özelliklerini aşındırma veya asit ile dağlama gibi prosedürlerle elde ederler.⁶⁻⁹

Görüldüğü üzere, NiTi döner enstrümanlar farklı uç boyutu, taper açısı, enine kesit dizaynı, radyal alan varlığı, pozitif veya negatif rake açısı, heliks açısı gibi parametrelerle üretilirler ve esneklik, kesme etkinliği, kırılma direnci gibi özellikleri yapısal formüllerindeki değişikliklerle güçlendirilmeye çalışılır.^{3,4}

2.DÖNER ENSTRÜMANLARIN ALAŞIM ÖZELLİKLERİ

2.1.NiTi Alaşımı

Nikel, titanyum ve Naval Ordnance Laboratuvarı'nın kısaltması olan 'nيتينول' olarak da adlandırılan alaşım ağırlık olarak %55 oranda nikel, %45 oranda titanyum içerir. Endodontide döner enstrümanların üretilmesinde alaşım olarak NiTi alaşımını önemli kılan iki ana özelliği bulunur; döngüsel yorgunluğa yüksek direnç ve superelastisite.^{3,6,8} Superelastisite özelliği eğimli kanallarda devamlı rotasyon hareketi sırasında sağlıklı bir şekilde çalışmasını sağlar. Ayrıca bu alaşımın şekil hafızası etkisi ve kritik sıcaklıkta şekil iyileşmesi özelliğiyle endodontik tedavide kullanımda büyük avantaj sağlamaktadır. NiTi eğeler, paslanmaz çelik eğelere göre üç kat daha esnektir.^{4,6,8} Yüksek oranda bükmede bile plastik deformasyon görülmez.⁹ NiTi alaşım austenitik ve martensitik fazlardan oluşan spesifik bir kristal yapısına sahiptir.¹⁰ Alaşım kararlı bir kristal yapıdadır. Mikroyapısında kübik bir kafes bulunur. Bu ana faz yapısına austenitik faz denir. Alaşım belli bir sıcaklık aralığında bulunduğunda atomik yapısında değişiklik oluşur. Dolayısıyla elastisite modulusunda farklılaşma görülür. Kristal yapısı martensitik faza geçer. Özetle alaşım düşük ısıda martensitik fazdayken, ısıtmayla austenitik faza geçer. Ara formda kısa bir sıcaklık aralığında R-faz oluşur.¹¹⁻¹⁴ Alaşımın faz dönüşümleri şekil hafızası özelliğinin oluşmasını sağlar.⁹ Martensitik fazda bulunan bir NiTi alaşıma eğer bir kuvvet uygulanmazsa, makroyapısında bir farklılık göstermez. Eğer kuvvet altında kalırsa makroyapıda bir transformasyon oluşur. Ardından de-

forme alaşım belli bir sıcaklığın üzerine çıkartılırsa deformasyon ortadan kalkar ve ana faz olan austenitik faza döner. Şekil hafızası kaskadı tamamlanmış olur.¹² Sıfır noktasında austenitik fazda bulunan NiTi kanal eğesi, kanal içinde çalışırken oluşan kuvvetler sonucu martensitik faza geçebilir. Fakat kuvvet ortadan kalkınca plastik deformasyon görülmeksizin orijinal ana formuna geri gelir. Superelastisite karakteristiği de bu özellikten gelir. Fazla kuvvet altında bile plastik deformasyon oluşmadan yapısal bütünlüğünü koruduğu için NiTi alaşım superelastiktir. Ayrıca martensitik fazın daha baskın olduğu NiTi alaşımın daha esnek, yorgunluk direncinin daha yüksek olduğu gösterildi.¹⁵⁻¹⁹

2.2. Isıl İşlem Görmüş Alaşımlar

Döner aletlerin üretildiği NiTi alaşımın faz transformasyonunu optimize etmek ve daha uygun mikroyapı oluşturabilmek için ısı ve mekanik işlemlere tabii tutulur. Bunun sonucunda R-faz, memory-wire (M-wire), ve controlled memory-wire (CM-wire), max-wire, gold ve blue alaşımlar elde edildi.¹⁰

2.2.1. M-wire Alaşımı

M-wire alaşımı NiTi alaşımdan üretilen bir telin ısı işlem prosedürlerinden geçirilmesiyle elde edilir. Bu alaşım hem R-fazı hem de martensitik fazı içerir. Örnek olarak Protaper Next, ProFile Vortex WaveOne (Dentsply) ve Reciproc (VDW) eğe sistemleri verilebilir. Geleneksel NiTi alaşımına göre M-wire daha yüksek döngüsel yorgunluk direncine sahiptir.²¹

2.2.2. CM-wire Alaşımı

Controlled memory-wire (CM-wire) daha farklı basamaklar içeren ısı ve mekanik prosedürlerin uygulanmasıyla elde edilir. CM-wire alaşımında şekil hafızası özelliği daha geri plandadır, buna karşın esneklik özelliği göreceli olarak oldukça yüksektir. CM-wire alaşımı eğenin kanala yerleştirilmeden önce bükülmesine izin verir, dolayısıyla daha az kanal transportasyonu ve daha fazla merkezlenme yeteneği izlenir.²⁰⁻²² Örnek olarak Hyflex-CM (Coletene) eğe sistemi verilebilir.

2.2.3. R-faz Alaşım

Eğе alaşımında ana faz olarak austenitik faz yerine R-fazın oluşturulmasıyla, R-faz eğeler elde edildi. Bu eğe sistemine örnek olarak Twisted file and K3XF (Sybron Endo) verilebilir.^{3,4}

2.2.4. Max-wire Alaşımı

Max-wire olarak adlandırılan, martensitik, austenitik, electropolishing-flex componentlerine sahip olan alaşım XP-endo ailesine ait eğelerin üretilmesinde kullanıldı. Örnek olarak; XP- endo Shaper, XP-endo Finisher, XP-endo Finisher

Retreatment (FKG) verilebilir. Bu alışımda 35 derece ve üzerindeki sıcaklıklarda martensitik fazdan austenitik faza geçiş olur ve enstrüman, kanalda dönüş sırasında dentin duvarlarına değecek yarım çember formunda spesifik bir şekil alır. Bu yapı sayesinde kanalda eksentrik devamlı rotasyon hareketi oluşur.^{4,23} (2A). XP-endo Finisher eğesi 0.25'lik bir uç çapına sahipken, hiç taper açısı göstermez. Bu eğenin üretiminde, dokunulmayan kanal duvarlarının, irrigasyonla beraber temizlenmesi amaçlanmıştır.

2.2.5. EDM (Elektriksel Deşarj İşleme)

2016 yılında piyasaya sürülen başka bir alıştırım üretim sistemi de mühendislikte sıklıkla kullanılan 'spark-erozyon' teknolojisini kullanan elektriksel deşarj işleme (electrical discharge machining-EDM) sistemidir. Bu sisteme örnek olarak Hyflex EDM (Coltene) verilebilir.^{3,4} Bu sistemde iletken bir sıvı ile kontrollü elektrik akımı sayesinde alışımda temassız bir termal erozyon oluşur. Bu işlemlle metalin üzerinde erime alanları oluşur ve bazı bölümler buharlaşır. Daha sonra bir dizi ısı ve mekanik işlemlle döngüsel yorgunluk direnci arttırılmış bir alıştırım elde edilir.^{24,25}

2.2.6. Gold-wire Alıştırımı

Metalürjik olarak ısı işlem görmüş bir başka alıştırım formu da gold alıştırımdır. Gold alıştırım, materyalin ısıtma sonucu yavaş bir şekilde soğutulmasıyla üretilir.²³ Alıştırımın yüzeyinde ortalama 100-120 nm arasında oksit tabakası oluşur.⁴ Bu özellik alıştırımın M-wire alıştırıma göre daha esnek olmasını sağlar. Gold alıştırımdan üretilmiş eğelere örnek olarak Protaper Gold ve Waveone Gold (Dentsply) verilebilir. Waveone gold boyut ve enine kesit olarak Waveone sistemine göre daha optimize edilmiştir.¹³ Protaper Next sisteminin sahip olduğu merkez-dışı dizayna sahiptir. Protaper Gold, Protaper Universal dizaynına sahiptir. Progresif taper ve konveks üçgen formunda enine kesite sahiptir.¹⁴

2.2.6. Blue-wire Alıştırımı

Blue alıştırım göreceli olarak yeni geliştirilmiş bir alıştırım türüdür. Blue alıştırımın üretiminde daha farklı bir ısı işlem uygulanır buna bağlı olarak alışımda yeni bir moleküler yapı oluşurken, bu sürece bağlı alıştırıma karakteristik rengini veren, ortalama 60-80 nm kalınlığında mavi oksit yüzey tabakası oluşur.^{4,15} Bu alıştırıma örnek olarak Reciproc Blue (VDW) ve Vortex Blue (Dentsply) örnek verilebilir.

3. DÖNER ENSTRÜMANLARIN HAREKET KİNEMATİĞİ

Döner alet sistemleri farklı hareket kinematığına sahiptir. Sabit dönme hareketinin kanal içinde eğe üzerinde oluşturduğu stresi kontrol edebilmek ve klinik kullanımı optimize edebilmek için farklı açılara ve farklı yönlerde hareket prensiple-

rine sahip ve bıçaklarının kesme yönü bu açılara ve yöne bağlı çeşitli eğe sistemleri geliştirilmiştir. Bunlar devamlı rotasyonun yanında, resiprokasyon, adaptif hareket ve vertikal vibrasyondur.^{3,4,5,26,27}

3.1. Devamlı Rotasyon

Devamlı rotasyon ilk dizayn edilen hareket kinematığıdır ve hala piyasada bulunan eğe sistemlerinin çoğu bu kinematik ile çalışır. Bu sistemde NiTi eğe kanal içinde tam tur (360°) dönerek çalışır. Bu hareket ile diğer kinematiklere göre enstrüman üzerinde maksimum stres oluşur. Devamlı rotasyon yapan eğe sistemleri de sentrik ve eksentrik olarak iki farklı gruba ayrılır.^{3,4}

Eksentrik devamlı rotasyonda devamlı rotasyon yapan eğeler yapısal morfolojileri gereği kanal içinde asimetrik yani eksentrik hareket gerçekleştirirler. Twisted File (Sybron Endo), Protaper Next (Dentply) ve XP-endo Shaper (FKG) eğe sistemleri eksentrik rotasyona örneklerdir. Bu hareket sırasında döner enstrüman kanalda yılanvari bir salınma hareketi yapar. Bu hareketle özellikle oval veya düzensiz kesite sahip kanal morfolojilerinde efektif temizleme yapması ve dokunulmayan kanal duvarları alanının azaltılması amaçlanmıştır.^{26,27}

3.2. Resiprokasyon

Devamlı rotasyonda eğe üzerine gelen stresi azaltmak için resiprokasyon hareketi geliştirilmiştir. Resiprokasyon, farklı eğe sistemlerinde farklı açılarda ve yönde (saat yönü veya saat yönü tersinde) gerçekleşir. Rotasyon açıları saat yönü tersinde 120 derece ile 270 derece arasındayken, saat yönünde 60 derece ile 90 derece arasındadır. Bu hareket kinematığıyla endodontik tedavide kanal preperasyonunda bir dizi döner enstrüman kullanımı yerine tek eğe düşüncesi gelişmiştir.^{3,18,20} Tek eğe prensibiyle çalışan resiprokasyon yapan eğeler kanal içinde gagalama (pecking-motion) hareketiyle kullanılır. Döner enstrüman kanalda ilk kullanımda kuronal kısımda ileri-geri hareket edilerek salınımla çalıştırılır. Ardından bu pecking-motion hareketi eğe orta ve apikal kısımlara ulaştırılacak şekilde genişletilerek kullanılır. Resiprokasyon hareket prensibiyle çalışan ve tek enstrüman içeren sistemlere örnek olarak Resiproc (VDW) ve WaveOne (Dentsply) verilebilir. Bu iki sistem de sentrik resiprokasyon yapar; saat yönü tersinde rotasyona başlar, WaveOne 170 derece ile, Reciproc 150 derece ile, kesme işlemini saat yönü tersinde gerçekleştirir. Dentinde oluşan vidalanma (screw-in) etkisini azaltmak için saat yönünde WaveOne 50 derece, Reciproc 30 derece, dönüş yapar. Bu dönüş sırasında dentinde kesme oluşmaz. Çoğu eğe sistemi saat yönü tersinde keser, örneğin Reciproc, Resiproc Blue (VDW), WaveOne, WaveOne Gold (Dentply), ProDesign (Easy). Bazı sistemler saat yönünde kesme yapar, örneğin Genius (Ultradent), ProDesign S (Easy). Resiprokasyon hareketi egede daha düşük germe ve basma stresi oluşturduğu için yorgunluk direnci artar.^{18,20,28}

3.3. Adaptif Hareket

Devamlı rotasyon ve resiprokasyon hareketinin kombinasyonuyla çalışan sistemler adaptif hareket kinematığı olarak adlandırılır. İki hareket sisteminin de pozitif yanlarını elde etmeyi amaçlar. Bu eğe sistemlerine örnek olarak Twisted File Adaptive (Sybron Endo) enstrüman sistemi örnek olarak verilebilir.^{15,28} Bu hareket kinematığına sahip bir motor olan Elements (Sybron Endo) eğeyle çalışması sırasında fazla kuvvet algılandığında otomatik resiprokasyon hareketine geçmektedir. Sürekli rotasyon hareketinde her 600 derece dönüşte bir enstrüman hafifçe duraklar, bu hareketle eğenin kristal yapısında oluşan stresin düzenlenmesi amaçlanmıştır. Yorgunluk direncini arttırmak amaçlı Optimum Tork Revers (OTR) sistemi (Morita) resiprokasyon sisteminin avantajlarını elde ederken dezavantajlarını minimize eder. Sürekli rotasyonda tork ölçümü gerçekleşir, eğer önceden belirlenen eşiği aşarsa enstrüman 90 derece saat yönü ve 90 derece saat yönü tersinde salınma hareketi yapar. Tork düzeyinde düşüş olduğunda devamlı rotasyon hareketine devam eder. Bu sistem aktif kesme açısına sahip tüm NiTi eğe sistemlerinde kullanılabilir.²⁵⁻²⁸

4. DÖNER ENSTRÜMANLARIN MEKANİK ÖZELLİKLERİ

Döner enstrümanların üretildiği alaşım, üretilme şekli, ısıl işlem görüp görmediği, döner aletin hareket kinematığı mekanik özelliklerini etkiler. Mekanik özellikler, döner enstrümanın kanalda efektif bir şekilde çalışmasını ve tercih edilebilirliği etkilediği gibi, yorgunluk direncine bağlı olarak kanalda kırılarak başarısız olmasına da neden olabilir.^{3,7,8,11-18} Endodontik tedavi sırasında döner aletlere bağlı başarısızlığın en önde gelen sebebi kanalda alet kırılmasıdır. Döner enstrümanın endodontik tedavi başarısını direkt olarak etkileyen diğer mekanik özellikleri arasında; merkezlenme yeteneği, şekillendirme yeteneği, döngüsel yorgunluk direnci, torsiyonel direnç sayılabilir.^{20,29,30,31} Bu mekanik özellikler, döner enstrümanın alaşımı, uç yapısı ve çapı, uç yapısının kesme özelliği, enine kesit şekli, makro yapısı, kristal yapısı, taper açısı, taper açısı özelliğinin sabit veya değişken olması, hareket prensibi gibi parametrelerden etkilenir. İdeal bir kanal eğesinin kanalın orijinal formunu koruyabilen, eğimli ve dar kanal formuna uyum sağlayabilen bir esneklikte olması, aynı zamanda zorlanmadan ve yeterli bir şekilde kanalda preperasyonu sağlayabilecek dirençte olması gerekmektedir.^{20,32}

4.1. Döngüsel Yorgunluk Direnci

Döner hareketle çalışan eğeler torsiyonel veya fleksural modda kırılırlar. Torsiyonel kırılma eğenin ucunun kanalda sabit kalması ve shaft kısmının dönmeye devam etmesiyle oluşan kırılmadır. Fleksural kırılma, eğenin kanal içinde sürekli

dönmesi dolayısıyla dönme yorgunluğunun oluşması ve sonunda da kırılmanın gerçekleşmesi şeklinde tanımlanır.^{33,34} Eğelerin kırılma sebebinin %93 oranda bu mekanizma olduğu gösterildi.¹¹ Bu kırılma mekanizması, özellikle eğelerin birden fazla klinik kullanımları söz konusu olduğunda daha belirgin bir şekilde ortaya çıkmaktadır.

Döner enstrümanların kanal içinde çalışması sırasında oluşan istenmeyen baskı ve germe kuvvetlerini etkileyen döngüsel yorgunluk zamanla artar. Döngüsel yorgunluğun belirtileri eğe üzerinde en fazla eğenin kurvatürünün en eksentrik kısmında izlenir.³³ Fleksural yorgunluğa bağlı kırılma hiçbir zaman sıfır olmaz, fakat alaşımlar üzerinde yapılan değişiklikler ve hareket mekaniğiyle optimize edilmeye çalışılır. Döngüsel yorgunluk direncini etkileyen değişkenler üç grupta toplanır: kanal anatomisini ilgilendiren faktörler; kanalın çok dar veya kurvatürünün fazla olması, enstrümanla ilgili faktörler; alaşım özelliği, yapısal özellikleri vs, preperasyonu tekniği ve stratejisi.⁴ Ayrıca giriş kavitesi dizaynı, aletin kanal içindeki dönme hızı, hareket kinematiki de döngüsel yorgunluk direncinde etkilidir.^{3,20,34} Kanala girişin açılı olması, alet üzerinde daha fazla stres oluşturduğu için döngüsel yorgunluk direncini düşürür.³⁴

Resiprokasyon hareketinde, yorgunluk direncinin geliştiği, özellikle döngüsel yorgunluk direncinin arttığı ve devamlı rotary harekete kıyasla eğe üzerinde oluşan stresin daha az olduğu bildirildi.¹⁵ Resiprokasyon hareketinde, döngüsel yorgunluk direncinin artmasına bağlı kırık insidansında azalma gözlenir. Bunun sebebi resiprokasyonda kök kanalında bulunan alet üzerinde gerilim ve kompresyon kuvvetlerinin azalması olarak gösterildi.¹⁷ Hatta bu fark o kadar belirgindi ki, önceki bir çalışmada fleksural kırılma direncinin resiprokasyon hareketinde, devamlı rotasyona göre iki kat fazla olduğu gösterildi.¹⁸

4.2. Torsiyonel Yorgunluk Direnci

Torsiyonel kırılma, döner enstrümanın apikal ucunun dentin duvarlarına saplandığında ve hareketi engellendiğinde, kuronal ve orta kısmının dönmeye devam etmesi sonucu oluşan kırılma tipidir.^{32,35,36} Torsiyonel kırılmayı etkileyen faktörler fleksural kırılma ile benzerdir. Endodontik tedavi sırasında eğelerin kullanım stratejisi üzerine gelen kuvveti etkiler. Örneğin rehber yol oluşturulması, kuronal bölgenin genişletilmesi, kuron-down veya step-back tekniğinin tercih edilmesi, precking-motion hareketinin sıklığı ve amplitütü, hareket kinematiki gibi pek çok faktör direnci etkiler. Yüksek taper açısına sahip döner enstrümanların geniş bir bölümünün dentine saplanması durumuna taper-lock etkisi denir. Bu durumun oluşmasını dolayısıyla torsiyonel kuvvetlerin artmasıyla torsiyonel kırılmasının görülmesini engellemek için kuron-down yaklaşımı önerilmektedir.^{33,34}

Ayrıca alaşım türü de torsiyonel direnç için önemli bir parametredir. Blue ve gold alaşımın, ısıtma işlemi görememiş NiTi alaşıma göre daha yüksek bükülme direnci ve döngüsel yorgunluk direnci gözlemlendi. Gold ve blue alaşım arasında ise, Gold alaşımın daha iyi sonuçları rapor edildi.²⁵

4.3. Bükülme Yeteneği (Esneklik)

Metalik malzemelerin çoğu, belirli sınırlar içinde, meydana gelen deformasyonun uygulanan kuvvetle doğru orantılı olduğu bir elastik davranış sergiler. Uygulanan kuvvet ve oluşan deformasyon arasındaki ilişki Hooke yasası olarak adlandırılır. Eğer uygulanan kuvvet limiti (yield point) aşarsa plastik deformasyon oluşur. Hooke yasasına göre metal alaşımlarının çoğu %0,1 ile %0,2 arasında bir elastik deformasyon gösterir. Superelastik özellik gösteren NiTi alaşım %8'lik bir elastik deformasyon yeteneğine sahiptir. Enstrümanların esnekliğinin değerlendirilmesinde, ISO 3630-1 tarafından belirlenen bükme testine göre, bir endodontik enstrümanın esnekliği, ucunun 3 mm'lik bir torna aynasına sıkıştırılması ve 45 derecelik bir açısız sapma uygulanmasıyla değerlendirilir. Aleti bükmek için oluşturulan kuvvet, eğilme direnci olarak kaydedilir. Düşük bükülme sonuçları, malzemenin yüksek esnekliğinin göstergesidir.^{37,38}

4.4. Şekillendirme ve Merkezlenme Yeteneği

Kanalın doğru ve eksiksiz bir şekilde şekillendirilmesi endodontik tedavinin ana amaçlarından biri olduğu için döner alet sistemlerinin kanalda güvenli ve yeterli bir şekilde dentin uzaklaştırması gerekmektedir. NiTi enstrümanların, enine kesit dizaynı, yiv genişliği, taper açısı, heliks açısı gibi parametreleri malzemenin merkezlenme ve şekillendirme yeteneğini etkiler. Kanal enstrümanının şekillendirme yeteneği kanalın orijinal formunu koruması, enfekte dentinin tamamını kaldırırken sağlam dentinde minimal preparasyon yapması, kanalda herhangi bir perforasyona ve basamağa neden olmadan şekillendirme yapmasıyla da ilgilidir. Genel olarak hareketin aplütütünün azaltılması yani enstrümanın daha düşük salınım yapması iyatrojenik hataların azalmasına yol açar.³⁹⁻⁴³

Esnek döner enstrümanlar eğri kanalda çalışırken, düzleşme eğiliminde oldukları için, orijinal kanal formunun değişmesine sebep olabilirler. Döner enstrümanlarla preparasyon sonrası kanalın düzleşmesi ve apikal foramenin transportasyonu görülebilir. Kanal preparasyonu sırasında orijinal kanal morfolojisinin korunması kanal tedavisinin başarısı ile doğrudan ilişkilidir. Döner enstrümanın merkezlenme ve şekillendirme yeteneği, preparasyonu öncesi ve sonrasındaki micro-bilgisayarlı tomografi (micro-BT) görüntülerinin karşılaştırılması ile ölçülür. Geleneksel NiTi alaşım, M-wire ve gold alaşımın şekillendirme yeteneği incelendiğinde, gold ve M-wire alaşımın daha düşük apikal transportasyon gösterdiği

izlendi, aynı şekilde gold ve blue alaşım karşılaştırıldığında yine gold alaşımın daha az transportasyon gösterdiği bildirildi.^{43,44} Alaşımın kanalda çalışmadan önce bükülerek şekil vermeye izin vermesi apikalde daha konservatif bir dentin preperasyonu sağlar.³⁸

5. DEBRİS EKSTRÜZYONU VE POST-OPERATİF AĞRI ÜZERİNE ETKİ

Döner enstrümanların debris ekstrüzyonu ve post-operatif ağrı üzerine olan etkileri birbiriyle bağımlı sonuçlar doğurur. Farklı enstrümantasyon tekniklerine bağlı apikalden ekstrüze olan debris, periodontal ligamentten nöropeptit salınmasına neden olur. Ayrıca kanal boşluğundan apikal dokulara taşınan debris bu bölgenin enfekte olmasına ve inflamasyon gelişmesine sebep olabilir.²⁹ Böylelikle ağrı hissedilir. Post-operatif ağrı ve debris ekstrüzyonunun enstrümantasyonla ilgili parametrelerinin en önemlisi hareket kinematığıdır. Ayrıca çoklu veya tek ege sistemi ile çalışması da ağrı ve debris ekstrüzyonu üzerinde etkilidir.^{3,40,41} Post-operatif ağrı hastanın yaşam kalitesini etkileyen oldukça önemli bir parametredir ve literatürde prevalansı en yüksek %58 olarak bildirilmiştir.³⁰ NiTi döner enstrümanların genel olarak el eğelerine göre daha az debris taşıdığı gösterildi.³¹ Döner enstrümanların arasındaysa tek ege sistemlerinin çoklu ege sistemlerine göre daha fazla debris taşıdığı bilinmektedir.³⁹ Devamlı rotasyon hareketi sarmal taşıyışı olarak görev yapmakta ve kuronaldeki debrisin apikale taşınmasına neden olduğu düşünülmektedir.⁴⁰ Fakat literatürde farklı sonuçlar bildirilmiştir.^{31,40-42} Hangi ege sisteminin, hangi hareket kinematığının daha fazla debris taşıdığı ve post-operatif ağrıya neden olduğu konusunda tam bir ortak görüş bulunmamaktadır.

SONUÇ

NiTi alaşımlı döner enstrümanların gelişimi etkinliğini arttırmış, tedavi süresini kısaltmış, preperasyonu kolaylaştırmıştır. Ancak bu enstrümanların kanalda kırılması, tedavinin başarı şansını oldukça büyük bir oranda etkileyen bir durum olarak varlığını sürdürmektedir. Enstrümanda kullanılan alaşımlarının özelliklerinin geliştirilmesi veya daha uyumlu alaşımların üretilmesi döner enstrümanların kullanımının doğurduğu komplikasyonların azalması ve başarının daha da artmasıyla sonuçlanacaktır. Hali hazırda var olan döner enstrüman sistemlerinin, farklı klinik vakalarda doğru seçimi ve doğru kullanımı da endodonti tedavinin başarısını arttırıp, komplikasyonların oluşmasını azaltacaktır.

KAYNAKLAR

1. Peters, O. A. (2008). Rotary Instrumentation: An Endodontic Perspective.
2. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *Journal of American Dental Association*. 1971;82(6):1373-5.
3. Zanza A, D'Angelo M, Reda R, Gambarini G, Testarelli L, Di Nardo D. An Update on Nickel-Titanium Rotary Instruments in Endodontics: Mechanical Characteristics, Testing and Future Perspective—An Overview. *Bioengineering*; 2021;8(12):218.
4. Gavini G, Santos MD, Caldeira CL, Machado MEDL, Freire LG, Iglecias EF, Candeiro GTDM. Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Brazilian Oral Research*; 2018;32.
5. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*; 1988;14:346–351.
6. Berman LH, Hargreaves KM. (2020). *Cohen's Pathways of the Pulp*. Elsevier Health Sciences.
7. Tepel J, Schäfer E, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture. *Journal of Endodontics*; 1997;23:141–145.
8. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *Journal of Endodontics*; 2007;33(10):1217- 1221.
9. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, Johnson WB. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of endodontics*; 2009;35(11):1589-1593.
10. Hou XM, Yang YJ, Qian J. Phase transformation behaviors and mechanical properties of NiTi endodontic files after gold heat treatment and blue heat treatment. *Journal of Oral Science*; 2021;63(1):8-13.
11. Cheung GS, Peng B, Bian Z, et al. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *International Endodontic Journal*. 2005;38:802–809.
12. Martins S, Silva JD, Garcia PR, Viana AC, Buono VT, Santos LA. Influence of cyclic loading in NiTi austenitic and R-phase endodontic files from a finite element perspective. *Clinical Oral Investigations*; 2022;1-9.
13. Ozyurek T. Cyclic fatigue resistance of reciproc, waveone, and waveone gold nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*; 2016;42:1536-1539.
14. Uygun AD, Kol E, Topcu MK, Seckin F, Ersoy I, Tanriver M. Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *International Endodontic Journal*; 2016;49:494-499.
15. De-Deus G, Silva EJ, Vieira VT, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G et al. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the reciproc files. *Journal of Endodontics*; 2017;43:462-466.
16. Ferreira F, Adeodato C, Barbosa I, Aboud L, Scelza P, Zaccaro Scelza M. Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. *International Endodontic Journal*; 2017;50(2):143–52.
17. Pedulla E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*; 2013;39(2):258–261.
18. Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, Candeiro GTDM, Kawakami DAS. Resistance to flexural fatigue of reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *Journal of Endodontics*; 2012;38(5):684–687.
19. De Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CA, Govindjee RG, Govindjee S, et al. Evidence for Reduced Fatigue Resistance of Contemporary Rotary Instruments Exposed to Body Temperature. *Journal of endodontics*; 2016;42(5):782-787.
20. Panitvisai P, Parunnit P, Sathorn C, Messer HH. Impact of a retained instrument on treatment outcome: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Endodontics*; 2010;36:775–780.

21. Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al- Sudani D, De Luca M, Testarelli L. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *International Endodontic Journal*; 2011;44(4):337-341.
22. Pinheiro SR, Alcalde MP, Vivacqua-Gomes N, Bramante CM, Vivan RR, Duarte MA et al. Evaluation of apical transportation and centring ability of five thermally treated NiTi rotary systems. *International Endodontic Journal*; 2017; 51(6):705-713.
23. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys—A review. *International Endodontic Journal*. 2018;51:1088–1103.
24. Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvarghi L et al. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *International Endodontic Journal*; 2017;50(3):303-313.
25. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G et al. Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *Journal of Endodontics*; 2016;42(1):156-159.
26. Gergi R, Osta N, Bourbouze G, Zgheib C, Arbab-Chirani R, Naaman A. Effects of three nickel titanium instrument systems on root canal geometry assessed by microcomputed tomography. *International Endodontic Journal*; 2015;48(2):162-70.
27. Zuolo ML, Zaia AA, Belladonna FG, Silva EJ, Souza EM, Versiani MA et al. Micro-CT assessment of the shaping ability of four root canal instrumentation systems in ovalshaped canals. *International Endodontic Journal*; 2018; 51(5):564-571.
28. Adigüzel M, Capar ID. Comparison of cyclic fatigue resistance of waveone and waveone gold small, primary, and large instruments. *Journal of Endodontics*; 2017;43(4):623-627.
29. Caviades-Bucheli J, Castellanos F, Vasquez N, Ulate E, Munoz HR. The influence of two reciprocating single-file and two rotary-file systems on the apical extrusion of debris and its biological relationship with symptomatic apical periodontitis. A systematic review and meta-analysis. *International Endodontic Journal*; 2016;49(3):255-270.
30. Sathorn C, Parashos P, Messer H. The prevalence of postoperative pain and flare-up in single- and multiple-visit endodontic treatment: a systematic review. *International Endodontic Journal*; 2008;41(2):91-99.
31. Topçuoglu, HS, Akti A, Tunkay O, Dinçer AN, Duzgun S, Topçuoglu G. Evaluation of debris extruded apically during the removal of root canal filling material using ProTaper, D-RaCe, and R-Endo rotary nickel-titanium retreatment instruments and hand files. *Journal of Endodontics*; 2014;40(12):2066-2069.
32. Gambarini G, Seracchiani M, Zanza A, Miccoli G, Del Giudice A, Testarelli, L. Influence of shaft length on torsional behavior of endodontic nickel–titanium instruments. *Odontology*; 2020;109:568–573.
33. Di Nardo, D.; Gambarini, G.; Seracchiani, M.; Mazzoni, A.; Zanza, A.; Giudice, A.; D'Angelo, M.; Testarelli, L. Influence of different cross-section on cyclic fatigue resistance of two nickel-titanium rotary instruments with same heat treatment: An in vitro study. *Saudi Endodontic Journal*; 2020;10:221–225.
34. Pedullà E, La Rosa GRM, Virgillito C, Rapisarda E, Kim HC, Generali L, Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-titanium Rotary Instruments according to the Angle of File Access and Radius of Root Canal. *Journal of Endodontics*; 2020;46:431–436.
35. Abu-Tahun IH, Kwak SW, Ha JH, Kim HC. Microscopic features of fractured fragment of nickel-titanium endodontic instruments by two different modes of torsional loading. *Scanning*; 2018; 9467059.
36. Tokita, D.; Ebihara, A.; Nishijo, M.; Miyara, K.; Okiji, T. Dynamic Torque and Vertical Force Analysis during Nickel-titanium Rotary Root Canal Preparation with Different Modes of Reciprocal Rotation. *Journal of Endodontics*; 2017;43:1706–1710.
37. Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, Gambarini G. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *Journal of Endodontics*; 2011;37:1293–1295.
38. Nasser SN, Guo WG. Superelastic and cyclic response of NiTi SMA at various strain rates and

- temperatures. *Mechanics of Material*; 2006;38:463-74.
39. Ahn SY, Kim HC, Kim E. Kinematic effects of nickel-titanium instruments with reciprocating or continuous rotation motion: A systematic review of in vitro studies. *Journal of Endodontics*; 2016;42:1009-1017.
 40. Bürklein S, Schäfer E. Apically extruded debris with reciprocating single-file and full-sequence rotary instrumentation systems. *Journal of Endodontics* 2012;38:850-852.
 41. Pasqualini D, Corbella S, Alovisei M, Taschieri S, Del Fabbro M, Migliaretti G, et al. Postoperative quality of life following single-visit root canal treatment performed by rotary or reciprocating instrumentation: a randomized clinical trial. *International Endodontics Journal*; 2016;49:1030-1039.
 42. Grande NM, Ahmed HMA, Cohen S, Bukiet F, Plotino G. Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review—part I: historic perspectives and current applications. *Journal of endodontics*; 2015;41:1778-1783.
 43. Gagliardi J, Versiani MA, de Sousa-Neto MD, Plazas-Garzon A, Basrani B. Evaluation of the shaping characteristics of ProTaper Gold, ProTaper Next, and ProTaper Universal in curved canals. *Journal of Endodontics*; 2015;41:1718–1724.
 44. Keskin C, Demiral M, Sarıyılmaz E. Comparison of the shaping ability of novel thermally treated reciprocating instruments. *Restorative dentistry & Endodontics*; 2018;43(2).

Bölüm 3

Endodontik Cerrahide Yenilikler

Bilge ÖZCAN¹

Arif Yiğit GÜLER²

GİRİŞ

Başarılı endodontik tedavi kök kanal sistemlerinin kompleks oluşuna ve klinisyenin klinik başarı ve yetkinliğine bağlıdır. Endodontik cerrahi tüm kök kanalı yenileme seçeneklerinin tükendiği durumlarda tercih edilen bir tedavi seçeneğidir. Klinik olarak ağrı, şişlik, fistül varlığı ve periapikal radyolüseni gibi semptomlarda endodontik cerrahi endikasyonu vardır. Apikal rezeksiyon, cerrahi olmayan endodontik tedavi ile iyileşmeyen apikal periodontitis vakalarına uygulanan bir tedavi türüdür. Endodontik tedavinin başarısızlığına sebep olabilecek aksesuar kanalla ve patolojik dokular dışın apikal kısmı ile cerrahi olarak alınır. (1)

Geleneksel endodontik tedaviler ile yüksek başarı oranları yakalansada vakaların %5-10 unda apikal rezeksiyon gerekebilmektedir. Apikal cerrahi mikrocerrahi aletler kullanıldığı takdirde kompleks kanal anatomisi, ekstra radiküler enfeksiyon, cerrahi olmayan endodontik tedavi sonrası yetersiz iyileşme gösteren vakaların tedavisinde yüksek başarı göstermiştir. (2)

Son yıllarda apikal rezeksiyonda kullanılan kavram ve prosedürlerde büyük değişiklikler olmuştur. Bu değişimler operasyon sahasının vizüalizasyonu ve operasyon sahasına yaklaşım, aletlerin boyutu, ultrasonik uçların kullanımı, suture malzemeleri ve cerrahi teknikler ile ilgilidir. Mikro cerrahi aletler ve operasyon mikroskobunun kullanımı ile apikal rezeksiyon işleminin başarısı artmıştır. (3)

Endodontik cerrahi apikal ve periradiküler cerrahinin içinde bir alt kategoride değerlendirilmektedir. Endodontik tedavi apikoektomi ve kök ucu kanal dolgusundan oluşmaktadır. Endodontik tedavi ve endodontik cerrahinin başarısı nekrotik dokunun tamamının çıkarılmasına ve kök kanal sisteminin tamamının kapatılmasına bağlıdır. Endodontik cerrahide son çalışmalar elverişsiz enstrü-

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Ankara Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti AD., bilge.ozcan@ankaramedipol.edu.tr

² Dr. Öğr. Üyesi, Ankara Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi AD., arif.guler@ankaramedipol.edu.tr

manlar, cerrahi sahanın yetersiz görüş alanı ve postoperatif komplikasyonlar başarısızlığa sebep olur. Ultrasonikler ve mikroskobun enstrüman olarak kullanılmaya başlanmasıyla endodontik cerrahide yeni bir çağ başlamıştır. Mikroskobik teknikler apikal anatomiye daha iyi anlayabilmeyi sağlarken , daha başarılı apikal rezeksiyon tekniklerini ve daha başarılı hasta cevaplarını da ortaya koymaya başlamıştır. Bu yeni teknolojiler geleneksel endodontik cerrahi çağının yerini mikrocerrahiye bırakmıştır.

KÖK ANATOMİSİ

Kök ucu tamamlanmış dişlerde, kökün ucundaki bölümünde sekonder sement bulunur ve bu kökün ucundan 1-1,5 mm kadar iç kısımda dentinle birleşerek “dentino-cemental junction“ dentin sement birleşimi denir. Bu birleşime apikal darlık denir. Pulpa dentin sement sınırında sonlanır ve fizyolojik foramen buradan başlayıp kum saati şeklinde genişler. Kök kanallarının temizlenme ve şekillendirme işleminin çoğunlukla dentin-sement birleşiminde tamamlanması gerektiği kabul edilmektedir. Grossman pulpektomi yapılan dişlerde kök kanalı dolgusu foramen apikalde veya daha önce sonlanması gerekir demiştir. (4)

Ayrıca kök kanal dolgusunun dentin-sement birleşiminde mutlaka sonlanması gerektiğini ve bu birleşimin kök ucundan 1 mm veya daha fazla mesafede kök kanalının içinde olduğunu bildirmiştir. Periapikal lezyonlu dişlerde, kök kanalı dolgusunun kısa bırakılmayıp apekse kadar uzanması gerektiğini ve bu birleşimin kökün ucundan 1 mm veya daha kısa mesafede kök kanalının içinde olduğunu bildirmiştir. Tam dolmamış enfekte olmayan kanalların apekslerinde dolgu maddesi ile temasta olan canlı doku varsa, ilgili apeks sekonder sement tarafından doldurulabilir. Ancak kanal enfekte ise boş kalan kısma dolan eksudanın dokuda irritan etki yapma olasılığı vardır. (5)

RADYOGRAFİK DEĞERLENDİRME

Apikal rezeksiyon endikasyonu kapsamlı bir klinik ve radyografik muayene sonucu konulur. Geleneksel olarak radyografik muayene 2D grafilere yapılmaktadır. Ancak 2D grafilere 3. boyut hakkında bilgi vermemekte ve grafilere meydana geometrik bozulmalardan dolayı tanınabilir değeri düşmektedir. Periapikal lezyonlar kortikal kemiği perforasyonla etmeden yada kemiğin demineralizasyonu %30-50 a ulaşmadan 2D filmlerde görüntü vermeyebilir. (6)

Konik ışınli bilgisayarli tomografilerin diş hekimliğinde kullanılması ile birlikte periapikal lezyonların gerçek yayılımları ve anatomik yapıları olan ilişkileri ortaya çıkmıştır. KIBT 2D grafilere ile kıyaslandığında periapikal lezyonları daha iyi tespit edebilmekte ve daha iyi bilgi vermektedir. (7)

KIBT periapikal lezyonların tanısında yüksek hassasiyet gösterecek radyasyon ile çalıştığı için özellikle genç hastalarda tekrarlayan KIBT istemleri sıkıntı yaratmaktadır. Manyetik rezonans görüntüleme yumuşak dokuların görüntülenmesinde herhangi zararlı bir radyasyon olmadan mükemmel sonuçlar vermektedir ancak yüksek maliyet ve uzun çekim süresi gibi dezavantajları vardır. MR periapikal lezyonların tanısında KIBT benzer sonuçlar vermektedir. (8)

OPERASYON SAHASININ VİZÜALİZASYONU

Apikal rezeksiyon sırasında mental foramen ve maksiller sinüs gibi anatomik yapılarla karşılaşılabilir. Dikkatsiz bir cerrahi sonucu bu yapıların zarar görme ihtimali vardır. Apikal rezeksiyonun başarısı tüm nekrotik dokunun çıkarılması ve tüm kök kanal sisteminin tamamen kapatılmasına bağlıdır. Bu sebeple karmaşık apikal dallanmalar geleneksel cerrahi yöntemlerle tahmin edilebilir bir şekilde temizlenmesi ve doldurulması mümkün olmamaktadır. Geleneksel cerrahi yöntemlerin bu dezavantajlarını ortadan kaldırmak için endodontik mikrocerrahi kavramı ortaya çıkmıştır. Endodontik mikrocerrahi mikroskop tarafından sağlanan büyütme ve aydınlatmayı yeni mikrocerrahi aletlerin kullanımı ile birleştirir. Mikroskop, cerrahi sırasında periapikal değişiklikleri ve bu lezyonların genişletilebilirliğini daha öngörebilir olması nedeniyle cerrahi sırasında doku zararını daha minimize etmektedir. Endodontik cerrahi sahasının sınırlayıcı alanında mikrocerrahi önemli bir anahtar etkidir. Bu cerrahi çağı aydınlatma ve büyütme çağıdır. Standart operasyon büyütmesinde x2 veya x3.5 luplar basit ve geniş sahalarda kullanılırken endodontik cerrahi gibi mikrosahalarda yetersiz kalmaktadır ve endodontik mikrocerrahide x32 büyütme kullanılmaktadır. Bu gelişmiş görüş açısı anatomik varyasyonların lokalizasyonu ve tedavi başarısını artırmaktadır. (9)

Kök uçlarının daha kolay tanımlanması, daha küçük osteotomiler ve kök uzunluğunun korunması gibi avantajları vardır. Ek olarak, yüksek büyütme ve aydınlatma altında rezeke edilmiş bir kök yüzeyi, istemisi, mikro kırıklar ve lateral kanallar gibi anatomik detayları kolayca ortaya çıkarır. (10)

CERRAHİ TEKNİK

Günümüzde insizyon teknikleri geleneksel cerrahi yöntemlere göre değişmiştir. Anterior bölgede en sık kullanılan semilunar insizyon, cerrahi sahaya yetersiz erişim ve skar formasyonu nedeniyle artık önerilmemektedir. Sulkuler insizyon sonucu interdental papillaların yüksekliğini ve bütünlüğünü bozulabilir. Bu durumdan kaçınmak için papilla tabanlı insizyon tasarlanmıştır. Cerrahi sırasında özellikle mandibular posterior bölgede flep ekstansiyonunu kemik içine yiv açılarak kolaylaştırılır. Monofilament 5-0 ve 6-0 iğne daha hızlı iyileşme sağlar. Sü-

turlar iki veya üç gün sonra alınır. Bunun nedeni, 72 saat sonra dokular süturların üzerine iyileşme eğiliminde olup bu da süturların alınması sırasında hastanın acı çekmesine ve rahatsız olması sebebiyledir. (3)

Kökü örten bukkal kemiğin ince olduğu durumlarda, küret ile kemik doku kaldırılabilir ve böylece minimal travma ile patolojiye erişim sağlanabilir. Kemik dokunun dönen bir frezle kaldırılması gerektiğinde, ısı oluşumunu en aza indirmek için serum ile soğutulmalıdır. İyi bir iyileşme için minimal boyuta sahip bir kemik penceresinin açılması tercih edilir. Büyütme altında kökün çevresindeki kemikten ayırımının yapılması, daha az invaziv osteotomi için çok önemli olup endodontik mikrocerrahinin en büyük avantajlarından biridir. (11)

Osteotomi frezlerle yada piezocerrahi ile yapılır. Piezocerrahi, hassas ve güvenli osteotomiler gerçekleştirmek için piezoelektrik ultrasonik titreşimler kullanılan bir yöntemdir. Piezo cerrahi yumuşak dokuları koruyarak sadece sert doku üzerinde çalışır. Piezocerrahi kavitasyon etkisi ile osteotomi sırasında temiz bir cerrahi alan sağlar. Ayrıca geleneksel cerrahi yöntemlere göre daha az komplikasyon görüldüğü bildirilmiştir. (12)

Periapikal lezyonun kortikal kemiği perforate etmediği durumlarda diş kökünün lokalize edilmesi sırasında komşu dişlere ve çevresindeki anatomik yapılara zarar verme ihtimali artar. Teknolojinin gelişmesi ile birlikte KIBT kullanımı ve endodontik mikrocerrahi tekniklerin kullanılmaya başlanmasıyla apikal rezeksiyon sırasında hassasiyet artmıştır. Günümüzde KIBT ler detaylı görüntülemenin yanı sıra cerrahi rehber yapımında da kullanılmaktadır. Apikal rezeksiyon için özel hazırlanmış cerrahi rehberler ile açılan kemik pencereleri geleneksel cerrahi yöntemlere kıyasla doğruluğu daha fazladır. (13)

Apikal rezeksiyon sırasında anatomik düzensizliklerin ve kontamine dokuları ortadan kaldırmak için kök ucunun 3-4 mm kesilmesi önerilmektedir. Yapılan çalışmalar göstermiştir ki kök ucu 1 mm kesildiğinde lateral kanalların % 40 ı, kök ucu 2 mm kesildiğinde lateral kanalların %86 sı, kök ucu 3 mm kesildiğinde lateral kanalların %98 i azalmıştır. Cerrahi işlem ısı oluşumunu en aza indirmek ve kök kırıklarının gelişmesini önlemek için serum ile soğutulan yüksek hızla dönen bir frez ile yapılır. Kesilen dentin tübüllerinden meydana gelebilecek herhangi bir sızıntıyı en aza indirmek için kökün uzun eksenine dik açıda kökün kesilmesi önerilmektedir, ancak 0-10 derece açı genellikle kabul edilebilirdir. Kanal konfigürasyonları ve kök anatomisindeki olası dentin kusurları büyütme altında %1'lik bir Metilen mavisi çözeltisi kullanılarak belirlenebilir. (10,14)

Apikal rezeksiyon sırasında termal değişiklikler olabilir. Bu termal değişiklikler sonucu periodontal ligament ve kemik dokuya zarar verebilir. Kemik doku ve periodontal ligament için zarar eşiği 10 derecelik artışın bir dakikadan fazla

sürmesidir. Piezocerrahi, frez ve lazer kullanılarak yapılan bir çalışmada kök dentininde en fazla ısı artışı piezocerrahi ile olmuştur ancak tüm gruplarda ısı artışı fizyolojik sınırlar içinde kalmıştır. (15)

Geleneksel olarak retrograd kavite küçük bir rond frez yada ters konik frez kullanılarak hazırlanır. Ancak frezlerle açılan retrograd kavite yönü ve derinliği istenilen şekilde ayarlanamamaktadır. Endodontik mikro cerrahide ultrasonik aletler özellikle çok sayıda kanal içi anastomoz ve istmusun bulunduğu azı dişlerinde aynı amaçla kullanılmaktadır. Ultrasonik aletler retrograd kavite kalitesini derinliği ve kalitesini arttırmıştır. Ayrıca kök perforasyonu gibi hataları ve komplikasyonları önemli ölçüde azaltmıştır. Ortalama preparasyonun derinliği 3-4 mm'dir, ancak 9 mm'ye kadar prepare edebilen uçları bulunmaktadır. Ultrasonik aletler ile duvarların birbirine paralel olduğu kaviteler açılabilir. Ayrıca frezlere kıyasla ultrasonik aletler ile açılan kemik pencereleri daha küçük olduğu için iyileşme daha hızlıdır. Dezavantaj olarak ultrasonik aletler kök kanal duvarlarında kırığa sebep olabilmektedir. Ultrasonik aletlerin bu dezavantajını ortadan kaldırmak için "Erbium, chromium: yttrium, scandium, gallium, garnet" (Er,Cr:YSGG) lazer ile retrograd kavite hazırlanması önerilmiştir. Yapılan bir çalışmada frezler, ultrasonik aletler ve "Er,Cr:YSGG" lazer ile retrograd kavite hazırlanmış ve Mineral trioxide aggregate (MTA) ile doldurulmuş olup apikal mikrosızıntıya bakılmıştır. En az sızıntı "Er,Cr:YSGG" lazer ile olup en fazla sızıntı frez ile açılan kavitede olmuştur. Ayrıca çalışmada "Er,Cr:YSGG" lazerin duvarlarda retantif alan oluşturduğu ve retrograd dolgu materyalinin tutuculuğunu arttırdığı belirtilmiştir. (16,17)

Retrograd kavite hazırlanırken smear tabakası oluşmakta ve mikroorganizmalar içeren bariyer oluşmakta ve mikroorganizmaların üremesi için zemin hazırlanmaktadır. Retrograd kavitede smear tabakası bulunması başarısızlık ihtimalini arttırmaktadır. Retrograd kavitede dentin tübüllerinin temiz olması retrograd dolgu materyalinin tutuculuğunu arttırmaktadır. Bu sebeple retrograd kavitenin irrigasyonu için özel ultrasonik uçlar geliştirilmiştir. Yapılan bir çalışmada retrograd kavite ultrasonik uç ve 17% EDTA ile irrigasyonunun dentin tübüllerini temizlemede en etkin sonuç verdiği görülmüştür. (18)

MİKROCERRAHİ ENSTRÜMANLAR

Mikroaynalar: Pek çok cerrahi enstrümanlar geleneksel cerrahi enstrümanların minyatürize edilmiş formlarıdır. Mikroaynalar endodontik cerrahinin anahtar enstrümanıdır.

- Mikroplugger: 0.2mm çapında ve farklı eğme açısına sahip mikropluggerlar retrograd dolguda kullanılmaktadır.

- Mikroexplorer: Mikrocerrahi için özel olarak dizayn edilmiş mikroexplorerlar kullanılmaktadır. 2mm ucunda biri 90 diğeri 130 derece olan bu Explorer, diğer periodontal ve endodontik explorerlardan farklı olarak tasarlanmıştır.
- Stropko irrigasyon/kurutma cihazı: Bu basit ama en kullanışlı cihazdır, standart bir hava/su şırıngasına sığar ve 0,5 mm çapında kör uçlar kullanır. İrrigasyon ve kurutmada çok etkili ve kullanımı kolay bir cihazdır. Apikal rezeksiyonda Stropko irrigatör ve metilen mavisi anatomik ve patolojik detayları ortaya çıkarmak için kullanılır. Böylece kök yüzeyindeki istmuslar, perforasyonlar, aksesuar ve lateral kanallar ile zayıf doldurulmuş kök kanal dolgusu ortaya konulur. Metilen mavisi ile diş yüzeyi uygulandıktan sonra yüksek büyütmeye ile (X16, X25) incelemeler yapılır.
- Ultrasonik uçlar ve çeşitleri: Ultrasonik üniteler, el aletindeki kuvars veya seramik piezoelektrik kristallerinden çıkarak 30 ila 40 kHz aralığında titreşimler oluşturur. Oluşturulan enerji, ultrasonik uca taşınır ve tek bir düzlem boyunca ileri ve geri titreşimler üretir. Kesme ucu boyunca sürekli irrigasyon ile yüzeyi soğutur ve debridman temizliğini en üst düzeye çıkarır. En yaygın kullanılan üç ultrasonik ünite EMS Miniendo (Analytic Endo), Spartan (Spartan\Obtura) ve P5 (Satelec)'tir.

İlk ultrasonik uçlardan olan CT'ler endodontide ve endodontik cerrahide 1990 yıllarında kullanılmıştır. Gelişmelere rağmen, endodontik cerrahide ulaşılması zor alanlara daha iyi erişebilmek için daha iyi kesme yeteneklerine ve birçok farklı açı ucuna sahip aletlerin gerekliliği düşünülüyordu. 1999 yılından bu yana piyasada olan KiS uçları bu ihtiyaçlara cevap verdi. KiS uçları aynı metalden yapılmıştır ve endodontik tedavi yenilemede kullanılan CPR uçlarıyla aynı fiziksel özelliklere sahiptir. Önemli ölçüde daha hızlı ve daha düzgün kesim yaparlar ancak diğer uçlara göre biraz daha pürüzlü dentin yüzeyi bırakırlar, bu da dolgu materyali için daha yapışkan bir yüzey sağlar.

RETROGRAD DOLGU MATERYALLERİ

Mineral trioksit agregası (MTA) biyouyumluluğu, antimikrobiyal etkinliği ve ısılak veya kanayan bir ortamda yerleştirilebilme yeteneği ve biyomineralizasyonu teşvik etme kapasitesi nedeniyle periradiküler cerrahi sonrası kök ucu dolgu materyali uygun olarak kabul edilmiştir. Bu malzeme ticari olarak beyaz renkli MTA (WMTA) veya gri renkli MTA (GMTA) olarak üretilmiştir ve her iki preparat da esasen %75 Portland çimentosudur, ağırlıkça %20 bizmut oksit ve %5 alçıtaşı içermektedir. MTA ayrıca uzun süreli sertleşme, zaman, potansiyel diş renk değişikliği (gri renkli preparasyon), göreceli yüksek maliyet ve hassas kullanım özellikleri gibi belirli klinik zorluklar sergiler. (19-27)

Taramalı elektron mikroskobu ile yapılmış çalışmalarda MTA'nın kök kanal duvarlarına adaptasyonu ile ilgili çelişkili çalışmalar rapor edilmiştir. Örneğin Torabinejad ve ark ve Shipper ve ark MTA'nın amalgam ve diğer ara restoratif materyallere göre daha üstün bir adaptasyon sağladığını bildirmişlerdir. (28)

Bidar ve arkadaşları gri MTA (GMTA) ile beyaz MTA(WMTA) arasında adaptasyon açısından herhangi bir farka rastlamamışlardır. (29)

MTA, 1993 yılında Loma Linda Üniversitesi'nde geliştirilmiştir. Ticari olarak ProRoot MTA (Tulsa Dental Products, Tulsa, Amerika) olarak bilinen materyalin patenti 1995 yılında alınmıştır. Gıda ve İlaç Kurumunun onayı ile Amerika'da kabul görmüştür. (30)

MTA ilk olarak kök kanal ucu dolgu materyali olarak kullanılmış olup sonrasında pulpa kaplaması, rezorbsiyon tedavileri, perforasyon tamiri ve apeksifikasyon sırasında bariyer oluşturması gibi çeşitli uygulamalarda da kullanım alanı bulmuştur. (31)

Materyalin, ilk olarak gri türü üretilmiş, ancak özellikle ön dişlerde renklenmeden dolayı, diş rengine (beyaz) MTA üretilmiştir. (32)

Beyaz ve gri MTA; trikalsiyum oksit (Ca_2O_3), trikalsiyum silikat ($3\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2$), kalsiyum sülfat dihidrat($\text{CaSO}_4\cdot 4\text{H}_2\text{O}$, Gypsum), dikalsiyum silikat($2\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2$), trikalsiyum aluminat($3\text{CaO}\cdot\text{Al}_2\text{O}_3$), silikat oksit(SiO_2) ana bileşenlerinden oluşmaktadır. Radyoopasite sağlamak amacıyla, bizmut oksit (Bi_2O_3) ilave edilir. Beyaz renkli MTA'da tetrakalsiyum aluminoferrit ($4\text{CaO}\cdot\text{Al}_2\text{O}_3\cdot\text{Fe}_2\text{O}_3$) gibi demir içerikli bileşenlerin olmadığı ve gri MTA'ya göre daha küçük partiküller içerdiği bildirilmiştir. (33,34)

MTA 'dan sonra yeni bir kalsiyum silikat bazlı restoratif materyal geliştirilmiştir. Bu materyal MTA'ya göre yüksek oranda uygulama kolaylığı gösterir ve sertleşme süresinin uygunluğu ile fiziksel özellikleri açısından oldukça başarılı bulunmuştur. (35)

Geliştirilen bu yeni materyalin vital pulpa tedavilerinde kullanımının araştırıldığı ilk çalışmada, kök hücrelerin odontoblast benzeri hücrelere farklılaşması üzerindeki etkisi, oluşan dentin köprüsünün kalitesi ve oluşturduğu enflamasyonun minimum düzeyde ve pulpa tarafından tolere edilebilir olması nedeniyle bi-odentin, MTA'dan çok daha başarılı bulunmuştur. (36)

Ayrıca, Singh ve ark. (2014), Biodentinin direkt ve indirekt kuafaj tedavilerinde mezenşimal hücrelerin özel fonksiyonları üzerinde herhangi bir olumsuz etkisinin görülmediğine değinmişlerdir. (37)

Biodentinin diğer klasik kalsiyum silikat simanlardan en önemli farkı üretim aşamasında metalik artıkların elimine edilmesine olanak sağlayan biyo-mühen-

dislik teknolojisinin kullanılmasıdır ki materyalin düşük düzeyde enflamasyon yaratıyor olması bu metalik artıkların uzaklaştırılmış olmasına bağlanabilir. (38)

Biodentin ilk biyoaktif ve biyouyumlu "all-in-one" dentin substratıdır ve aktif biyosilikat teknolojisiyle üretilmiştir. (39)

MTA ile karşılaştırıldığında daha az çözünürlüğe sahip olduğu, yapısal dayanıklılığının daha yüksek olduğu ve daha iyi bir örtücülük temin ettiği elde edilmiştir. (35)

BioAggregate (BA), MTA gibi retrograd dolgu ve kök kanal perforasyonunu tamir için geliştirilmiş biyoseramik nanopartiküler bir simandır. İçeriğinde trikal-siyum silikat, dikal-siyum silikat, silikon oksit tantalyum pentoksit ve kalsiyum fosfat bulunmaktadır. İçeriğin tantalyum pentoksit hariç MTA ile benzer olduğu görülür. Tantalyum pentoksit materyale radyoopasi te için eklenmiştir. MTA içinde radyoopasite görevi gören bizmut oksit görmektedir. BA'nın biyouyumlu seramik nanopar tiküller içermektedir ve kalsiyum alüminat içermemektedir. BA, nanopartikül içerdiği iddiası ile dental marketlerde pazarlanan ilk materyaldir. Üreticiler materyalin hermetik kapatıcılık sağladığını, ayrıca sementogenezisi uyardığını da belirtmektedir. (40,41)

BA başlangıçta MTA gibi kök kanal perforasyonu ve retrograd dolgu materyali olarak kullanılmıştır. BA ve MTA'nın sitotoksik etkilerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada BA, biyouyumluluk açısından MTA'ya göre çok daha başarılı sonuçlar vermiştir ayrıca inflamatuvar reaksiyon ve yabancı cisim reaksiyonu düzeyi BA'da MTA'ya göre oldukça düşük bulunmuştur ve bu bulgulara göre BA'nın biyouyumlu bir dental materyal olduğu belirtilmiştir. (40)

Ayrıca materyalin mezenşimal hücrelerle teması sonucu hücrelerin odontoblastlara farklılaşmasını uyarıp dentin sklerozuna yol açtığı gözlenmiştir, buna bağlı olarak BA'nı kuafaj materyali olarak kullanılması da gündeme gelmiştir. (42)

SONUÇ

Geleneksel cerrahide apeksin anatomik olarak tanımlanması zor iken mikrocerrahi ile bu öngörülebilir olmuştur. Yapılan osteotomiler geleneksel cerrahide yaklaşık 10mm civarı iken, mikrocerrahide 5mm'den daha küçüktür. Kök yüzeyinin incelenmesi ve anatomik varyasyon değerlendirilmesi geleneksel endodontik cerrahide neredeyse hiç mümkün değil iken mikrocerrahide her zaman detaylı değerlendirme ve analiz mümkündür. Retrograd kavite açısı geleneksel cerrahide 45° mikrocerrahide 10°den daha küçük olmaktadır. Kök ucu istmus tipinin sınıflandırılması geleneksel cerrahide neredeyse imkansızken mikrocerrahi bunu mümkün kılmaktadır. Kök ucu preparasyon ve kök kanalının doldurulması kesin olmayan ve daha gevşek iken mikrocerrahide daha titizlikle yapılabilir olmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Setzer FC, Shah SB, Kohli MR, Karabucak B, Kim S. Outcome of endodontic surgery: a meta-analysis of the literature--part 1: Comparison of traditional root-end surgery and endodontic microsurgery. *J Endod.* 2010 Nov;36(11):1757-65.
2. Cho S-Y, Kim E. Does apical root resection in endodontic microsurgery jeopardize the prosthetic prognosis? *Restor Dent Endod.* 2013 May;38(2):59-64.
3. Kim S, Kratchman S. Modern Endodontic Surgery Concepts and Practice: A Review [Internet]. Vol. 32, *Journal of Endodontics*. 2006. p. 601-23. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2005.12.010>
4. Schilder H. Filling Root Canals in Three Dimensions [Internet]. Vol. 32, *Journal of Endodontics*. 2006. p. 281-90. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2006.02.007>
5. Grossman LI. Endodontic practice, ed 10 [Internet]. Vol. 8, *Journal of Endodontics*. 1982. p. S34-5. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/s0099-2399\(82\)80303-8](http://dx.doi.org/10.1016/s0099-2399(82)80303-8)
6. Grondahl H-G, Huumonen S. Radiographic manifestations of periapical inflammatory lesions. How new radiological techniques may improve endodontic diagnosis and treatment planning [Internet]. Vol. 8, *Endodontic Topics*. 2004. p. 55-67. Available from: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1601-1546.2004.00082.x>
7. Low KMT, Dula K, Bürgin W, von Arx T. Comparison of periapical radiography and limited cone-beam tomography in posterior maxillary teeth referred for apical surgery. *J Endod.* 2008 May;34(5):557-62.
8. Geibel MA, Schreiber ES, Bracher AK, Hell E, Ulrici J, Sailer LK, et al. Assessment of apical periodontitis by MRI: a feasibility study. *Rofo.* 2015 Apr;187(4):269-75.
9. Setzer FC, Kohli MR, Shah SB, Karabucak B, Kim S. Outcome of endodontic surgery: a meta-analysis of the literature--Part 2: Comparison of endodontic microsurgical techniques with and without the use of higher magnification. *J Endod.* 2012 Jan;38(1):1-10.
10. Soujanya E, Swathi A, Ananad S, Raju A. Endodontic microsurgery: An overview. *Dent Med Res.* 2015;3(2):31.
11. Rubinstein RA, Kim S. Short-term observation of the results of endodontic surgery with the use of a surgical operation microscope and super-EBA as root-end filling material. *J Endod.* 1999 Jan;25(1):43-8.
12. Abella F, de Ribot J, Doria G, Duran-Sindreu F, Roig M. Applications of piezoelectric surgery in endodontic surgery: a literature review. *J Endod.* 2014 Mar;40(3):325-32.
13. Ackerman S, Aguilera FC, Buie JM, Glickman GN, Umorin M, Wang Q, et al. Accuracy of 3-dimensional-printed Endodontic Surgical Guide: A Human Cadaver Study [Internet]. Vol. 45, *Journal of Endodontics*. 2019. p. 615-8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2019.02.005>
14. Stropko JJ, Doyon GE, Gutmann JL. Root-end management: resection, cavity preparation, and material placement [Internet]. Vol. 11, *Endodontic Topics*. 2005. p. 131-51. Available from: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1601-1546.2005.00158.x>
15. Ekici Ö, Aslantaş K, Kanık Ö, Keles A. Temperature and time variations during apical resection. *Acta Odontol Scand.* 2021 Mar;79(2):156-60.
16. Maddaloni M, Gagliani M. Periapical endodontic surgery: a 3-year follow-up study. *Int Endod J.* 2003 Mar;36(3):193-8.
17. Premjith, Shetty D, Kailar A, Pare S, Kumar P, Ragher M. The Effect of Root End Cavity Preparation Using Er,Cr:YSGG Laser, Ultrasonic Retrotip, and Bur on the Apical Microleakage of Retrograde Cavity Filled with MTA Plus. *J Pharm Bioallied Sci.* 2020 Aug;12(Suppl 1):S299-303.
18. Valencia YM, Vertuan GC, Alcalde MP, Vivan RR, Reis Sô MV, Duarte MAH. Effect of Irrigating Agitation after Root End Preparation on the Wall Cleaning and Bond Strength of Calcium Silicate Material in Retrograde Obturation. *Eur J Dent.* 2021 Oct;15(4):707-13.

19. Al-Hezaimi K, Naghshbandi J, Oglesby S, Simon JHS, Rotstein I. Human saliva penetration of root canals obturated with two types of mineral trioxide aggregate cements. *J Endod.* 2005 Jun;31(6):453–6.
20. Al-Hezaimi K, Al-Hamdan K, Naghshbandi J, Oglesby S, Simon JHS, Rotstein I. Effect of white-colored mineral trioxide aggregate in different concentrations on *Candida albicans* in vitro. *J Endod.* 2005 Sep;31(9):684–6.
21. Maltezos C, Glickman GN, Ezzo P, He J. Comparison of the sealing of Resilon, Pro Root MTA, and Super-EBA as root-end filling materials: a bacterial leakage study. *J Endod.* 2006 Apr;32(4):324–7.
22. Ribeiro DA, Sugui MM, Matsumoto MA, Duarte MAH, Marques MEA, Salvadori DMF. Genotoxicity and cytotoxicity of mineral trioxide aggregate and regular and white Portland cements on Chinese hamster ovary (CHO) cells in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006 Feb;101(2):258–61.
23. Al-Hezaimi K, Al-Shalan TA, Naghshbandi J, Simon JHS, Rotstein I. MTA preparations from different origins may vary in their antimicrobial activity. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009 May;107(5):e85–8.
24. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. Biomineralization Ability and Interaction of Mineral Trioxide Aggregate and White Portland Cement With Dentin in a Phosphate-containing Fluid [Internet]. Vol. 35, *Journal of Endodontics*. 2009. p. 731–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2009.02.011>
25. Tawil PZ, Trope M, Curran AE, Caplan DJ, Kirakozova A, Duggan DJ, et al. Periapical Microsurgery: An In Vivo Evaluation of Endodontic Root-End Filling Materials [Internet]. Vol. 35, *Journal of Endodontics*. 2009. p. 357–62. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2008.12.001>
26. Orosco FA, Bramante CM, Garcia RB, Bernardineli N, de Moraes IG. Sealing ability, marginal adaptation and their correlation using three root-end filling materials as apical plugs. *J Appl Oral Sci.* 2010 Mar;18(2):127–34.
27. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part III: Clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *J Endod.* 2010 Mar;36(3):400–13.
28. Torabinejad M, Smith PW, Kettering JD, Pitt Ford TR. Comparative investigation of marginal adaptation of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *J Endod.* 1995 Jun;21(6):295–9.
29. Shipper G, Grossman ES, Botha AJ, Cleaton-Jones PE. Marginal adaptation of mineral trioxide aggregate (MTA) compared with amalgam as a root-end filling material: a low-vacuum (LV) versus high-vacuum (HV) SEM study. *Int Endod J.* 2004 May;37(5):325–36.
30. Schwartz RS, Mauger M, Clement DJ, Walker WA 3rd. Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. *J Am Dent Assoc.* 1999 Jul;130(7):967–75.
31. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 1999 Mar;25(3):197–205.
32. Camilleri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis RV, Ford TRP. The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dent Mater.* 2005 Apr;21(4):297–303.
33. Ferris DM, Baumgartner JC. Perforation repair comparing two types of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2004 Jun;30(6):422–4.
34. Tselnik M, Baumgartner JC, Marshall JG. Bacterial leakage with mineral trioxide aggregate or a resin-modified glass ionomer used as a coronal barrier. *J Endod.* 2004 Nov;30(11):782–4.
35. Kim J-S, Baek S-H, Bae K-S. In vivo study on the biocompatibility of newly developed calcium phosphate-based root canal sealers. *J Endod.* 2004 Oct;30(10):708–11.
36. Kettering JD, Torabinejad M. Investigation of mutagenicity of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *J Endod.* 1995 Nov;21(11):537–42.
37. Kim M, Ko H, Yang W, Lee Y, Kim S, Mante FK. A new resin-bonded retrograde filling material. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009 Nov;108(5):e111–6.

38. Koh ET, McDonald F, Pitt Ford TR, Torabinejad M. Cellular response to Mineral Trioxide Aggregate. J Endod. 1998 Aug;24(8):543-7.
39. Regan JD, Gutmann JL, Witherspoon DE. Comparison of Diaket and MTA when used as root-end filling materials to support regeneration of the periradicular tissues. Int Endod J. 2002 Oct;35(10):840-7.
40. Moretti Neto RT, Mello I, Moretti AB da S, Robazza CRC, Pereira AAC. In vivo qualitative analysis of the biocompatibility of different cyanoacrylate-based adhesives. Braz Oral Res. 2008 Jan;22(1):43-7.
41. Moretton TR, Brown CE Jr, Legan JJ, Kafrawy AH. Tissue reactions after subcutaneous and intraosseous implantation of mineral trioxide aggregate and ethoxybenzoic acid cement. J Biomed Mater Res. 2000 Dec 5;52(3):528-33.
42. Osorio RM, Hefti A, Vertucci FJ, Shawley AL. Cytotoxicity of endodontic materials. J Endod. 1998 Feb;24(2):91-6.

Bölüm 4

ENDODONTİK MİKROBİYOTANIN TANIMLANMASINDA KÜLTÜR VE MOLEKÜLER TANI YÖNTEMLERİ

Cihan KÜDEN¹

GİRİŞ

Ağız boşluğunun mikrobiyotası pulpa ve periapikal hastalıklarda önemli rol oynamaktadır. Tarihsel olarak, mikroskobu icadı ile dişler üzerinden alınan örneklerde mikroorganizmaların varlığı gösterilebilmiş olmasına rağmen endodontik enfeksiyonlar ve bakteriler arasındaki ilk neden-sonuç ilişkisi Dr. Miller tarafından 1890 yılında ortaya konmuştur (1). Bundan sonra gelişen ve bir asrı kapsayan araştırmalardan sonra, mikrobiyal büyüme, yayılma, biyofilm oluşturma ve virülans gibi endodontik enfeksiyonlara neden olan mikroorganizmaların bilinmeyen özellikleri ortaya çıkarılmıştır. Bununla birlikte, araştırmacılar mikrobiyotanın mutasyon, çekirdek algılama ve bilgi aktarımı yeteneklerinden dolayı, geniş bir aralığa sahip bu bakteri türlerinin hem bilim insanları hem de klinisyenler için ortaya koyduğu değişikliklere ve zorluklara ayak uydurabilmesi için baskı altındadır. Çeşitli moleküler biyolojik araştırma tekniklerinin geliştirilmesi ve yaygınlaşması, diş hekimliğinin ve ilgili tıp alanlarının, ağız mikrobiyolojisinin geniş dünyasına yetişebilmeyi sağlamıştır.

1. ORAL VE ENDODONTİK MİKROBİYOTA

İnsanların ağız boşluğunda yüzlerce bakteri türü yaşar ve bunlardan bazıları diş çürükleri, periodontitis ve kök kanal enfeksiyonları başta olmak üzere ağız hastalıklarının gelişiminde kilit rol oynar. Mantarlar, arkeler ve virüsler oral mikrobiyal ortam çeşitliliğine mevcut olmalarına rağmen bakteriler endodontik enfeksiyonlarda en sık görülen mikroorganizmalardır (2). Ağız boşluğu, çeşitli ve değişken bir dizi bakteri suşu tarafından kolonize edilmiş olduğu bilinmektedir. Bununla birlikte bazı taksonların sağlıklı insan ağız boşluklarında yaygın

¹ Öğr. Gör. Dr., Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti AD., ckuden@cu.edu.tr.

olduğu gözlemlenmiştir. Bunlara Streptococcus, Veillonella, Granulicatella, Neisseria, Haemophilus, Corynebacterium, Rothia, Actinomyces, Prevotella, Capnocytophaga, Porphyromonas ve Fusobacterium dahil edilebilir (3, 4). Ancak bu cinslerin bazılarının kök kanal sistemi gibi önceden steril olan ağız bölgelerinde hastalıklara neden olabilecek fırsatçı patojenler içerdiği de göz ardı edilemez. Ayrıca, bazı türler birden fazla oral bölgede bulunurken, örneklenen bölgelerin her biri karakteristik mikrobiyom profillerine sahiptir ve muhtemelen her bölgenin mikro-ortamını yansıtan genel oral mikrobiyomun alt kümelerini barındırır (3). Sağlıklı ağız mikrobiyotasının yanı sıra, çeşitli araştırmalar belirli ağız hastalıklarının mikrobiyomları araştırılmıştır. Bu çalışmalar, hastalıklı bölgelerin sağlıklı mikrobiyotaya kıyasla farklı bakterileri barındırdığını göstermiştir. Ayrıca, hastalıklı bölgelerde tedavi etkinliğini etkileyebilecek mikro-ortamlar da bulunabileceği rapor edilmiştir (5). Fusobacterium, Treponema, Tannerella, Porphyromonas ve Prevotella gibi fırsatçı patojenik cinsler hastalıklı örneklerde daha yaygındır (2, 6). Bununla birlikte, tek bir organizmanın belirli hastalıklarla tutarlı bir şekilde ilişkili olduğu bildirilmemiştir. Tersine, ağız hastalıklarıyla ilişkilendirilen bakteriler de sağlıklı deneklerde gözlenmiştir (7).

Kök kanal hastalıkları polimikrobiyal enfeksiyonlar tarafından başlatılır. Bu bakteri topluluklarının mikrobiyal bileşimi, gelişen kök kanal ekolojisi ve türler arası etkileşimler tarafından desteklenen zamanla gelişir. Enfeksiyonun ilk evreleri sırasında, pulpa daha yüksek oksijen gerilimi ve ağız boşluğundan bol miktarda besin maddesi sunarak fakültatif bakterilerin gelişmesine izin verir. Bu aynı zamanda daha fazla bakteri sayımına ve genel çeşitliliğe yol açar (8). Öte yandan, daha yerleşik enfeksiyonlarda, özellikle kök kanalının apikal derinliklerinde bulunan karbonhidrattan yoksun, ancak protein açısından zengin, anaerobik ortam, asakkarolitik, zorunlu anaerobları destekler (2, 9, 10). Mikrobiyal eliminasyon kök kanal dezenfektanlarının eklenmesi ve tedavinin başlaması sırasında oksijen basıncındaki değişiklikler gibi pulpa ekolojisindeki iyatrojenik değişikliklerden de etkilenebilen dinamik bir süreçtir. Bu, zorlu ortamlarda gelişen ve kalıcı enfeksiyonlar oluşturma potansiyeline sahip belirli türlerin seçici baskısına katkıda bulunabilir (11, 12). Bakterilerin varlığını sürdürmesini sağlayan birkaç olası mekanizma, biyofilm oluşturma, dentin tübüllerine nüfuz etme ve dentin tübülünde kalma, besin maddesi tükenmiş ortamlarda hayatta kalma, konakçı yanıtını değiştirebilen virülans faktörlerine sahip olma ve antimikrobiyal ajanlara direnç gösterme yeteneklerini içermektedir (13, 14).

2. ENDODONTİK MİKROORGANİZMALARIN KÜLTÜRE DAYALI ANALİZİ

2.1. Kültür yöntemleri

Geleneksel olarak mikrobiyolojik kültür, endodontik mikrobiyotanın incelenmesi için tercih edilen bir araç olmuştur. Kültür, mikroorganizmaların laboratuvar ortamında uygun ortam koşulları sağlanarak çoğaltılması işlemidir. Mikrobiyal patojenler için gerekli bileşenler, canlı sistemler (örneğin, bir hayvan konakçısında veya hücre kültüründe büyüme) veya yapay sistemler (gerekli besinleri ve büyüme için koşulları toplayarak) sağlanabilir. Yapay sistemler, insanları etkileyen çoğu bakteriyel ve fungal enfeksiyonların mikrobiyolojik teşhisi için yaygın olarak kullanılmaktadır.

Mikroorganizmaların yapay ortamda çoğalabilmeleri için, gerekli besin maddelerine ve sıcaklık, nem, atmosfer, tuz konsantrasyonu ve pH dahil olmak üzere uygun fizikokimyasal koşullara sahip olmaları gerekir (15).

Kültür analizleri aşağıdaki adımları içerir (16):

- numune toplama ve taşıma
- dağıtma
- seyreltme
- yetiştirme
- izolasyon ve tanımlama.

Oral numuneler toplanır ve canlılığı koruyan, ancak destekleyici olmayan, anaerobik bir ortamda laboratuvara taşınır. Daha sonra sonikasyon veya vorteks karıştırma işlemleri ile dağıtılır, seyreltilir, çeşitli agar ortamlarında aerobik veya anaerobik koşullar altında yetiştirilir. Uygun bir kuluçka döneminden sonra, bireysel koloniler alt kültüre alınır ve koloni ve hücre morfoloji, Gram boyama modeli, oksijen toleransı, kapsamlı biyokimyasal karakterizasyon ve gaz-sıvı kromatografisiyle metabolik son ürün analizini içeren parametrelere dayalı çoklu fenotip analizi ile tanımlanır. Jel elektroforezi, ultraviyole ışık altında floresan ve seçilen antibiyotiklere duyarlılık testleri ile incelenen dış hücresel membran protein profili, bazı türlerin tanımlanması için gerekli olabilir (17). Önceden oluşturulmuş enzimleri test eden pazarlanan paketlenmiş kitler de çeşitli türlerin hızlı tanımlanmasında kullanılmaktadır.

Endodontik enfeksiyonların kültür analizleri, apikal periodontitisin etiyolojisi, farklı klinik koşullarda endodontik mikrobiyotanın bileşimi, mikrobiyal eliminasyonda tedavi prosedürlerinin etkileri, endodontik mikroorganizmaların antibiyotiklere duyarlılıkları hakkında önemli bir bilgi birikimi sağlamıştır. Ancak kültür yönteminin avantajları olduğu gibi endodontik mikrobiyotayı tanımlama-

sında yeterlilik açısından çeşitli dezavantajlara sahiptir ve Tablo 1’de gösterilmiş- tir. Kültür yöntemlerinin bazı önemli sınırlamaları, endodontik mikrobiyotanın kapsamlı bir analizini başarmayı zorlaştırmaktadır. Birçok mikrobiyal türün kül- türlenmesindeki veya tanımlanmasındaki zorluklar özel bir öneme sahiptir.

Tablo 1. Kültür yöntemlerinin avantajları ve sınırlamaları (18, 19).

Avantajları	Sınırlamaları
1. Geniş kapsamlı doğa, beklenmedik türlerin tanımlanması	1. Çok sayıda mevcut mikrobiyal türün kültürlenmesinin imkansızlığı
2. Numunelerdeki canlı mikroorganizmaların miktarının belirlenmesine izin verir	2. Tüm canlı mikroorganizmalar geri kazanılamaz
3. İzolatların antimikrobiyal duyarlılıklarının belirlenmesine izin verir	3. Mikroorganizmalar bir kez izole edildikten sonra bir dizi teknik kullanılarak tanımlama gerektirir.
4. Fizyolojik çalışmalar mümkündür	4. Belirsiz fenotipik davranışa sahip suşların yanlış tanımlanması
5. Patojenite çalışmaları mümkündür	5. Düşük hassasiyet
6. Yaygın olarak bulunur	6. Numune taşıma prosedürüne sıkı bağımlılık
	7. Numunelerin hemen işlenmesi gerekir
	8. Pahalı, zaman alıcı ve zahmetli
	9. Özgüllük, ortamın bileşimine ve mikrobiyologun deneyimine bağlıdır.
	10. Zorunlu anaerobları izole etmek için kapsamlı uzmanlık ve özel ekipman gereklidir
	11. Çoğu anaerobik bakteriyi tanımlamak için uzun süreler gerekebilir (haftalar)

2.2. Kültür yöntemlerindeki sınırlamalar

Mikroorganizmalar beslenme ve fizyolojik ihtiyaçlarının karşılandığı doğal ortamlarında yaşar ve çoğalırlar. Bu mikroorganizmaların başarılı bir şekilde yetiştirilmesi, laboratuvarında büyüme gereksinimlerini belirleme ve yeniden üretme yeteneğimize dayanır. Ancak tüm mikroorganizmalar yapay koşullar altında yetiştirilemez ve bunun nedeni, çoğu mikroorganizmanın beslenme ve fizyolojik ihtiyaçlarının hala tam olarak bilinmemesi veya uygun ortamın oluşturulamasıdır. Kültüre bağlı yaklaşımlarla iyi karakterize edildiği düşünülen, ancak kültürden bağımsız tekniklerle değerlendirildiğinde çok farklı olduğu kanıtlanan mikrobiyal ekosistemler bulunmaktadır (20). Kültürden bağımsız yöntemler kullanılarak birçok sucul ve karasal ortamın araştırılması ile, bu sistemlerin ekilebilir üyelerinin toplam mevcut popülasyonun %1’inden daha azını temsil ettiğini ortaya çıkarılmıştır (21, 22). Bu rakamlar genellikle mikroskopla doğrudan gözlemlenen bakteri sayısı ve türleri ile aynı numuneden yetiştirilen bakteri sayısı ve türleri ile karşılaştırılarak hesaplanır. Doğrudan gözlemlenen ve ekilebilir bakteriler arasındaki tutarsızlık, büyük plate sayısı anomalisi olarak adlandırılmıştır

(23). Yetiştirilebilir azınlığa karşı güçlü bir önyargı olduğu düşünüldüğünde bu sorun ön plana çıkmaktadır - mikrobiyologların %99,9'undan fazlasının ekilebilir mikroorganizmaların %1'i üzerinde çalıştığı tahmin edilmektedir (24).

16S rRNA geninin amplifikasyonunu takiben klonlama ve dizilemeyi içeren kültürden bağımsız moleküler biyoloji yöntemleri, son zamanlarda çeşitli ortamlarda bakteri çeşitliliğini belirlemek için kullanılmıştır. Şaşırtıcı olmayan bir şekilde, tanınan bakteri filumlarının sayısı 1987'de 11 iken Mayıs 2020 itibarıyla, LPSN (List of Prokaryotic names with Standing in Nomenclature) tarafından 41 bakteri filumu resmen kabul edilmiştir ve bunların yarısının henüz ekilmemiş temsilcileri bulunmaktadır (25, 26). Kültürlenebilir üyeler içeren filumlardan birkaçı çok sayıda ekilebilir taksona sahipken, büyük çoğunluğu filumdaki çeşitliliğin tam spektrumunu temsil etmek için çok az sayıda yetiştirilebilir temsilci içermektedir (27, 28).

Bakteriler yetiştirilemiyorsa, fenotipe dayalı yöntemlerle tanımlanamazlar. Pek çok bakterinin üremesi için gerekli olan gereksinimlerden nispeten habersiz kalırken, kültüre dayalı olmayan tanımlama yöntemlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu, klinik örnekleri mikrobiyolojik olarak incelerken birçok patojenin fark edilmeden geçmesini önleyebilir.

Belirli bir türün yetiştirilmemiş olmasının, bu türün sonsuza kadar yetiştirilmesinin imkansız kalacağı anlamına gelmediğini belirtmekte fayda var. Örneğin, çok sayıda zorunlu anaerobik bakteri 100 yıl önce kültürlenememiştir, ancak anaerobik kültür tekniklerindeki daha sonraki gelişmeler bu sorunun çözülmesine büyük ölçüde yardımcı olmuştur. Çoğu ortamda bulunan çok çeşitli mikroorganizmaları izole etmek için tek bir yöntemin veya kültür ortamının uygun olmadığı varsayılmalıdır (29). Birçoğu klinik olarak önemli olabilen, daha önce ekilmemiş bakterilerin yetiştirilmesine izin veren spesifik yaklaşımlar ve kültür ortamları geliştirmeye yönelik artan bir eğilim vardır. Stratejiler, örneklerin alındığı doğal ortama mümkün olduğunca yakın kültür koşullarının uygulanmasına dayanabilir. Bu amacı gerçekleştirmek için son zamanlarda gösterilen çabalar, aşağıdakileri dahil ederek bir miktar başarı elde edilebilmiştir: Az miktarda besin eklenmiş veya hiç eklenmemiş agar besiyeri kullanımı (geleneksel kültür prosedürleri genellikle bir sisteme aşırı besin sağlar, bu da daha az besin gerektiren bakterilerin aşırı büyümesiyle sonuçlanır); nispeten uzun kuluçka süreleri (30 günden fazla); ve doğal çevreye özgü maddelerin yapay büyüme ortamına dahil edilmesi (30, 31).

3. MOLEKÜLER ANALİZ TEKNİKLERİ

Artık kültüre bağlı tekniklerin mikrobiyal popülasyonların çeşitliliğini güçlü bir şekilde yeterli olmaadığı kabul edilmiştir. Henüz ekilmemiş mikrobiyal dünyanın, ekilebilir dünyayı çok aştığının kabul edilmesi, mikrobiyolojide büyük bir devrime neden olmuştur.

Moleküler biyoloji yöntemlerinin tıbbi mikrobiyolojiye önemli bir katkısı, önceden bilinmeyen insan patojenlerinin tanımlanmasıyla ilgilidir (32). Ayrıca moleküler çalışmalar, ağız boşluğundaki bakteri türlerinin %50'den fazlasının (3, 33, 34) ve bağırsak ve kolonda olan bakteri türlerinden yaklaşık %80'inin (35) bilinmeyen ve henüz ekilmemiş bakteriler olduğunu ortaya koymuştur. Sonuç olarak, insan mikrobiyotasının ekilmemiş veya keşfedilememiş bu oranında bir dizi karakterize edilmemiş patojenin bulunabileceğini anlamak önemli olarak karşımıza çıkmaktadır. Mikroorganizmaların incelenmesi için çok sayıda moleküler biyoloji yöntemi vardır ve belirli bir yaklaşımın seçimi, ele alınan ve araştırılan sorulara bağlıdır.

3.1. Mikrobiyal Tanımlama İçin Gen Hedefleri

Her canlı organizma, yalnızca kendi türünde benzersiz ve spesifik olarak bulunan belirli genler içinde diziler taşımaktadır. Bir tür içindeki her bir birey aynı zamanda kendi imza DNA dizilerine sahiptir. Bu benzersiz diziler, moleküler biyoloji yöntemlerini kullanarak her türün ve hatta bir tür içindeki her bir bireyin tanımlanmasını mümkün kılan önemli genomik bilgileri getirir.

Mikrobiyal tanımlama için moleküler yaklaşımlar, mikrobiyal kimlik hakkında açıklayıcı bilgiler içeren belirli genlere dayanmaktadır. İdeal olarak, mikrobiyal tanımlama için hedef olarak kullanılacak bir gen, her türe özgü bölgeleri içermelidir. Housekeeping fonksiyonlarını kodlayan genler, filogenetik sınıflandırmayı çıkarmak için tercih edilmektedir, çünkü bunlar genellikle her yerde bulunurlar ve zamanla yavaş yavaş gelişen fonksiyonel sabitlik sergilemeye eğilimlidirler (36, 37).

Bakteriyel tanımlama için birkaç gen, hedef olarak seçilmiştir. Bu genlerin tümü olmasa da bazıları, bakteri türlerinin büyük bir çoğunluğu tarafından paylaşılır. Bakteriyel tanımlama için 16S rRNA ve 23S rRNA genleri, 16S-23S rRNA geni dahili kopyalanmış dizileri, RNA polimerazın β -alt birimini kodlayan *rpoB* geni, ısı şoku proteinini kodlayan *groEL* geni, DNA girazın β -alt birimini kodlayan *gyrB* geni, *tuf* geni ve homolog rekombinasyon kodlayan *recA* geni önerilen genler arasında yer almaktadır (38, 39).

Woese (36) tarafından yapılan öncü çalışmaların ardından, yaşamın tüm hücrel formlarında bulunan rRNA moleküllerini kodlayan genler, yani Bacteria, Archaea ve Eucarya alanları, neredeyse tüm canlı organizmaların kapsamlı tanımlanması ve bunların arasındaki doğal ilişkilerinin çıkarımı için yaygın olarak kullanılmıştır. rRNA, hücrenin oldukça karmaşık transkripsiyon aparatının merkezi bileşenidir ve bu transkripsiyon fonksiyonunun aslına uygunluğu ve sürdürülmesi kritik olduğundan, rRNA'nın bazı bölgeleri o kadar yüksek oranda korunur ki, farklı organizmalardan gelen genleri hizalamak için kullanılabilirler (36). Kodun

çevrilmesi için daha az kritik olan diğer bölgeler, daha az seçici baskı altındadır ve her türün benzersiz bir diziyi sahip olması için yeterli çeşitlilik gösterir. Mikrobiyal tanımlama için küçük alt birim rRNA genlerini kullanmanın avantajları, tüm organizmalarda bulunması, oldukça bilgilendirici olacak kadar uzun ve kolayca dizilenebilecek kadar kısa olması (özellikle otomatik DNA dizileycilerin ortaya çıkmasıyla), ve filogenetik ilişkileri ortaya çıkarmak için güvenilirlik sağlar (36). Bu nedenle, bakteri ve arkelerin 16S rRNA geni (veya 16S rDNA) ve mantarların ve diğer ökaryotların 18S rRNA geni (veya 18S rDNA) kapsamlı bir şekilde incelenmiş ve tanımlama için kullanılmıştır.

3.2. PCR ve Türevleri

PCR süreci 1983 yılında Kary Mullis tarafından tasarlandı ve o zamandan beri, bir genin bir kopyasının, o genin milyonlarca hatta milyarlarca kopyasına, sadece birkaç dakika ila birkaç saat içinde amplifikasyonunu sağlayarak moleküler biyoloji alanında devrim yaratmıştır (40). PCR kullanarak herhangi bir organizmadan esasen herhangi bir geni izole etmek mümkündür, bu da bu tekniği genom dizileme projelerinin temel taşı haline getirmiştir (41). Tanıtıldığından bu yana, artan sayıda çeşitli uygulamalar için PCR ile ilişkili teknolojiler üretilmiştir. Klinik teşhis teknolojisindeki belki de en yaygın ilerleme, mikrobiyal patojenlerin tespiti için PCR uygulamasından gelmiştir (42, 43). PCR yöntemi, tekrarlayan denatürasyon döngüleri, primer tavlama ve uzatma aşamaları yoluyla DNA'nın in vitro replikasyonuna dayanmaktadır. Kısaca yöntem, birkaç amplifikasyon döngüsünde tekrarlanan üç adımdan oluşur:

1. Şablon görevi gören hedef DNA, zincirleri bir arada tutan hidrojen bağlarını kırmaya yetecek kadar yüksek sıcaklıklarda denatüre edilir (eritilir), böylece DNA'yı tek zincirli halde serbest bırakır.
2. İki kısa oligonükleotid (primerler), hedef DNA'nın karşıt zincirleri üzerindeki tamamlayıcı dizilere tavllanır. Primerler, amplifiye edilmiş DNA dizisinin iki ucunu tanımlar.
3. Yeni DNA'nın tamamlayıcı bir ikinci dizisi, aşırı deoksiribonükleosit trifosfatların mevcudiyetinde termostabil bir DNA polimeraz tarafından tavllanmış her primerin uzatılması yoluyla sentezlenir. Daha önce sentezlenmiş tüm ürünler, takip eden her döngüde yeni primer uzatma reaksiyonları için şablon görevi görür. Sonuç, yeni ürünlerin üstel amplifikasyonudur.

3.2.1. Türe özgü PCR

Bir numunedeki bir hedef türü saptamak için en basit yaklaşımlardan biri, türe özgü bir PCR tahlili kullanmaktır. Bu yöntemle, belirli bir türün genomik dizilerini tavlama üzere tasarlanan primerler, bu türün doğrudan klinik örneklerde, hedeflenmemiş türlerin bir arka planının varlığında ve ekime gerek kalmadan tespit edilmesi için kullanılır.

3.2.2. Multipleks PCR

Çoğu PCR analizi, bireysel reaksiyonlar yoluyla tek bir türün saptanmasına odaklanmıştır. Multiplex PCR, tek bir reaksiyonda birkaç diziyi aynı anda amplifiye etmek için birden fazla primer çiftinin kullanıldığı bir işlemdir (44). Klinik bir numunede birden fazla benzersiz hedef sekans aynı anda amplifiye edilebildiğinden, çoklu PCR testleri farklı türlerin eşzamanlı olarak saptanmasına izin verdiği için gereken zaman ve harcamayı en aza indirmek için multipleks PCR testleri kullanılmıştır.

3.2.3. Nested PCR

Nested PCR (nPCR), bir ilk reaksiyonda bir dış primer çifti ile DNA'nın bir hedef bölgesini amplifiye eden ve ardından bir dahili primer çifti kullanılarak ikinci bir amplifikasyonu izleyen geleneksel bir PCR yöntemidir (45). İlk PCR ürünleri, ilk ürünlere dahili olarak tavlanan ve daha kısa bir amplifiye fragman oluşturan ayrı bir primer seti ile ikinci amplifikasyon turunda şablon olarak kullanılır. Bu yaklaşım, türe özgü PCR ile karşılaştırıldığında artan hassasiyet gösterir. Artan hassasiyet, büyük toplam döngü sayısından kaynaklanmaktadır. Ek olarak, hedef DNA, amplifikasyonun ilk turunda amplifiye edilir, ardından örnekte bulunan hedeflenmemiş DNA ve inhibitörlerin indirgenmesi sağlanır. PCR'nin ikinci turunda kullanılan primer seti, ek özgüllük ile sonuçlanır.

3.2.4. Ters transkriptaz-PCR

Ters transkriptaz-PCR (RT-PCR), RNA hedeflerini yükseltmek için geliştirilmiştir ve bir RNA şablonundan tamamlayıcı DNA (cDNA) zincirini sentezleyebilen ters transkriptaz enziminin kullanımından yararlanmaktadır. Çoğu RT-PCR analizi iki aşamalı bir yaklaşım ile kullanır. İlk adımda, ters transkriptaz, RNA'yı tek sarmallı cDNA'ya dönüştürür. İkinci adımda, ikinci cDNA zincirini oluşturmak için PCR primerleri, DNA polimeraz ve nükleotitler eklenir. Çift sarmallı DNA oluşturulduktan sonra, geleneksel PCR'de olduğu gibi amplifikasyon için şablon olarak kullanılabilir (46). RT-PCR işlemi, şablon olarak doğrudan RNA ile kullanılarak tek adımlı bir yaklaşıma dönüştürülebilir. Bu yaklaşımda, *Thermus thermophilus* bakterisinden elde edilenler gibi hem ters transkriptaz hem de DNA polimeraz aktivitelerine sahip bir enzim kullanılır.

3.2.5. Quantitative PCR

Geleneksel PCR tahlilleri kalitatif veya yarı kantitatif olacak şekilde ayarlanabilir. Temel olarak, quantitative PCR (qPCR) üç farklı analiz kullanılarak gerçekleştirilebilir: most probable number (MPN)-PCR, competitive PCR ve real-time PCR (47). Bunlardan real-time PCR yöntemi, çoğunlukla diğer qPCR testlerinden daha doğru ve kesin olan yüksek verimli bir teknik olduğu için en yaygın kullanılan yaklaşım olmuştur ve PCR sonrası manipülasyon adımları gerektirme-

diğinden kontaminasyon risklerini azaltır (47). Real-time PCR analizleri, klinik numunelerdeki toplam bakterinin yanı sıra bireysel hedef türlerin miktarının belirlenmesine izin verir.

3.2.6. PCR tabanlı mikrobiyal tipleme

PCR teknolojisi, mikroorganizmaların klonal analizi için de kullanılabilir. Bu amaç için kullanılan PCR tekniklerinin bir örneği, aynı zamanda rastgele amplifiye edilmiş polimorfik DNA (RAPD) olarak da adlandırılan arbitrarıly primed PCR'yi (AP-PCR) içerir (48). AP-PCR, aynı türden iki izolatin ilişkili olup olmadığını belirlemek için nispeten hızlı bir araçtır. Bu yöntem, eşleşmeyen baz eşleşmesine izin veren koşullar altında belirtilmemiş DNA hedef bölgelerine tavlanan tek bir 10 ila 20 baz uzunluğunda rastgele dizili primerin kullanımına dayanmaktadır. Düşük sıklıkta rastgele dizili bir primerin kullanılması, kusurlu eşleşmelerin olduğu bölgelerde kullanıma hazırlamaya izin verir.

3.2.7. Broad-range PCR ve klon kitaplığı analizi

Broad-range PCR, çeşitli ortamlarda tüm mikrobiyal çeşitliliği araştırmak için yaygın olarak kullanılmıştır. Broad-range PCR'de primerler, bir grup mikroorganizma tarafından paylaşılan belirli bir genin korunmuş bölgelerini tamamlayıcı olacak şekilde tasarlanmıştır. Örneğin, 16S rRNA geninin korunmuş bölgelerini tamamlayıcı olan primerler, dizileme ve daha fazla bakteri tanımlaması için amplifiye edilmiş dizinin değişken iç bölgelerinden yararlanmak amacıyla kullanılmıştır (49). Broad-range PCR'nin gücü, seçiciliğin görece yokluğunda ortaya çıkmaktadır, böylece prensipte bir numunede bulunan her türlü bakteri saptanabilir ve tanımlanabilir. Bu yön, kültür ile yetiştirmeye benzer ve türe özgü moleküler yaklaşımların aksinedir (50). Böylece geniş aralıklı PCR beklenmeyeni tespit edebilir ve bu açıdan kültürden çok daha etkili ve doğrudur.

4. KÖK KANAL ENFEKSİYONLARININ MİKROBİYAL PROFİLLERİ

Endodontik enfeksiyonlar, mikroorganizmaların pulpal boşluğa ulaşımını betimleyen didaktik olarak üç kategoriye ayrılabilir (13). Primer endodontik enfeksiyonlara, ilk pulpa invazyonu ve ardından nekrotik dokuların kolonizasyonunda yer alan mikroorganizmalar neden olur. Sekonder endodontik enfeksiyonlara, profesyonel müdahaleye ikincil olarak, cerrahi prosedürler sırasında iyatrojenik olarak veya mikro sızıntıya izin veren restorasyonlar ile koronal perkolasyon yoluyla kök kanalına giren mikroorganizmalar neden olur. İnatacı endodontik enfeksiyonlara, birincil veya ikincil enfeksiyonun parçası olan, kemo-mekanik debridman prosedürlerine direnen ve tedavi edilen kök kanallarının besin ve oksijen açısından fakir ortamında hayatta kalan mikroorganizmalar neden olur.

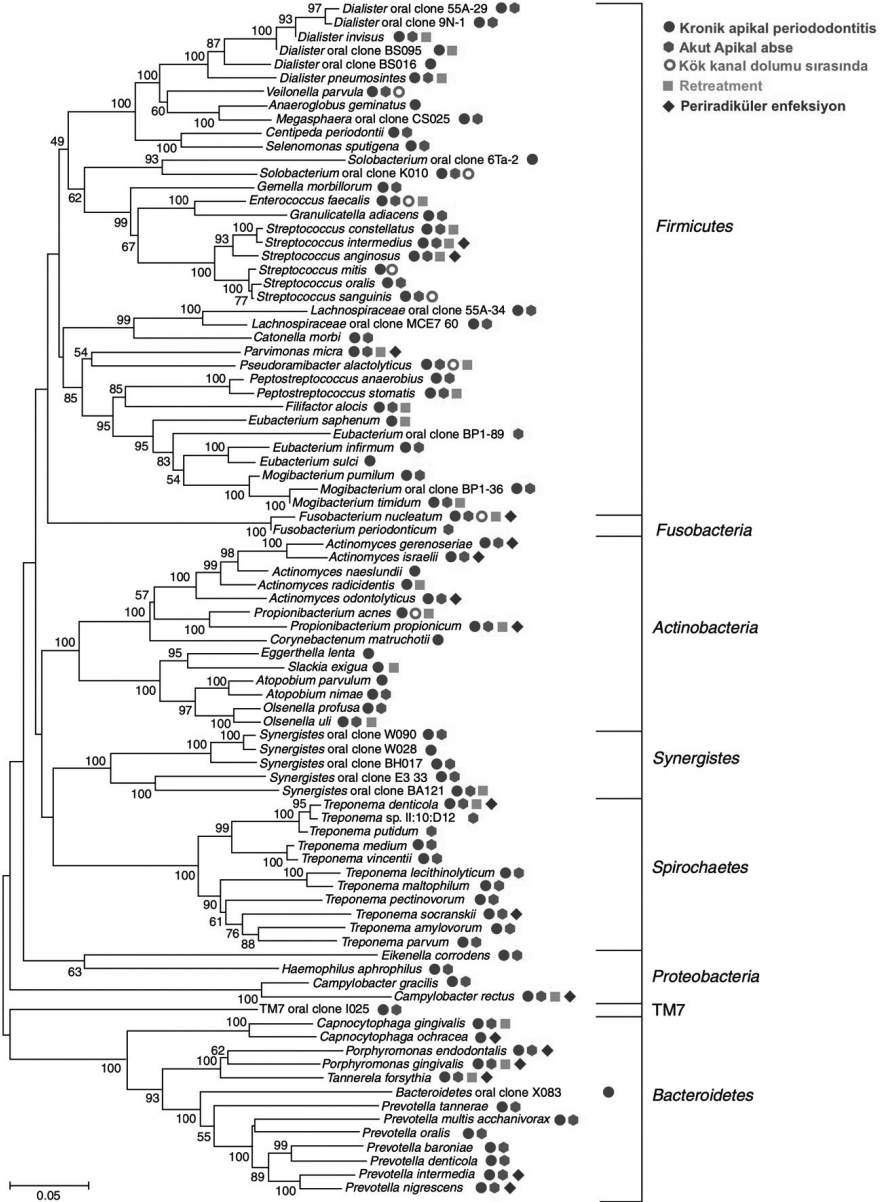
Bu karmaşık ve dinamik polimikrobiyal mikoorganizma profillerinin tanımlanması oldukça ve ileri altyapı teknolojileri gerektirmektedir. PCR, çeşitli insan oral florasından doğrudan doğruya birçok yeni müşkülpesent veya henüz ekilmemiş bakteriyel patojenlerin tanımlanmasına izin vermiştir (51). PCR ve 16S rRNA gen klon kitaplığı yapısı kullanılarak, bir numunede bulunan hemen hemen her bakteri türü, yetiştirilip yetiştirilemeyeceğine veya daha önce bilinmediğine bakılmaksızın tanımlanabilir. En çok kullanılan protokol aşağıdaki gibidir. Başlangıçta, toplu DNA doğrudan örneklerden ekstrakte edilir. Daha sonra, 16S rRNA geni, genin korunmuş bölgelerine özgü primerler (geniş aralıklı veya evrensel primerler) ile PCR yoluyla toplu DNA'dan izole edilir. Primer çiftleri arasındaki daha uzun mesafeler genellikle daha az hassasiyetle sonuçlanır, ancak bu, doğru tanımlama için daha değişken dizi bilgisi sağlar ve daha küçük boyutlara bölünmüş gibi görünen PCR reaktiflerindeki kontaminantlardan DNA amplifikasyonu riskini azaltabilir (50). Geniş aralıklı primerlerle amplifikasyon, numunedeki hemen hemen tüm bakterilerden amplifiye edilen 16S rRNA geninin bir karışımı ile sonuçlanır. Karışık enfeksiyonlarda, konsorsiyumu oluşturan farklı türlere ait karışık ürünler bulunduğundan, PCR ürünlerinin doğrudan dizilenmesi yapılamamaktadır. PCR ürünleri daha sonra *Escherichia coli* hücrelerini dönüştürmek için kullanılan bir plazmit vektörüne klonlanır ve numuneden bir 16S rRNA genleri kütüphanesi oluşturulur. Klonlama prosedürü, dizileri, dizileme yoluyla ayrı ayrı karakterize edilebilmeleri için ayırmak için kullanılır.

Klonlanmış genler tek tek dizilendikten sonra, elde edilen diziler, tanımlama için genellikle World Wide Web aracılığıyla Ulusal Biyoteknoloji Bilgi Merkezi (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/>) veya veri tabanlarına gönderilir. Ribozomal Veritabanı Projesi II (<http://rdp.cme.msu.edu/>). Kamuya açık veri tabanlarında benzerlik aramaları kullanılarak ön tanımlama yapılabilir. 16S rRNA gen dizisindeki %98,5-99 özdeşlik, bir bakteriyi tür düzeyinde tanımlamak için kullanılan en çok kabul edilen kriter olmuştur (38, 52). Bir dizi, kamuya açık veri tabanlarında tanımlanmış türlerden veya klonlardan gelen diğer dizilere düşük benzerlik skorları (~%98,5-99) gösteriyorsa, potansiyel olarak yeni bir türü temsil eder (52).

Bu yeni türler genellikle ekilmemiş ve şimdiye kadar bilinmeyen bakteri taksonları olarak kabul edilir ve resmi olmayan bir isim verilir. Genellikle, filogenetik ağaçtaki en yakın komşularının cinsi, ardından bir harf ve sayı kodu kullanılır, örneğin, *Synergistes oral* klonu BA121, *Dialister oral* klonu BS095 ve *Peptostreptococcus oral* klonu CK035.

Benzerlik arayışına ek olarak, çok daha doğru bir değerlendirme sağladığı için filogenetik analiz yapılmalıdır (50). Bu yaklaşımla, farklı türlerden 16S rRNA gen dizileri, korunan bölgelere dayalı olarak hizalanır ve daha sonra, bir filogenetik ağaç oluşturmak için değişken bölgelerde bulunan farklılıkların sayısına dayalı hesaplamalar kullanılır. Çeşitli bakteri filotipleri (veya taksonları) arasındaki ilişkiler özel biyoinformatik yazılım ile analiz edilir ve sonuçlar dendrogramlarda

veya Şekil 1'de gösterildiği gibi filogenetik ağaçlarda gösterilir. 16S rRNA geni, diziler önceden ekilmemiş ve karakterize edilmemiş bakterilerden türetilmiş olsa bile, bakteriler arasında filogenetik ilişkiler kurmak için kullanılabilir.



Şekil 1. Endodontik enfeksiyonlarda moleküler biyoloji yöntemleriyle ortaya konan bakteriyel çeşitlilik. Endodontik patojenler ve bunların ilgili filumlarını ve ilişkili oldukları klinik durumları gösteren 16S rRNA gen karşılaştırmalarına dayanan filogenetik ağaç. Ölçek çubuğu, bölge başına nükleotid ikamelerinin sayısını gösterir ⁽⁵⁰⁾.

SONUÇ

Apikal periodontitis enfeksiyöz bir hastalık olduğundan, endodontik tedavinin mantığı, tartışmasız olarak meydana gelen enfeksiyonu ortadan kaldırmak ve/veya mikroorganizmaların kök kanalını veya periradiküler dokuları enfekte etmesini veya yeniden enfekte etmesini önlemektir. Herhangi bir sağlık hizmeti mesleğinin temel ilkesi, etkili önleme ve tedavi için bir çerçeve sağlayan hastalık etiyolojisi ve patogenezinin tam olarak anlaşılmasıdır. Bu bağlamda, farklı hastalık formlarıyla ilişkili endodontik mikrobiyotayı anlamak ve tanımlamak, yüksek kaliteli ve sağlam bir bilimsel temele dayanan bir endodontik uygulamanın temelidir.

Bir mikroorganizmanın yetiştirilme yeteneğinin getirdiği sınırlamalar, moleküler tanımlama yöntemlerinin kullanılmasıyla aşılabılır. Endodontik enfeksiyonların araştırılmasında çeşitli moleküler yöntemler uygulanmış veya uygulanma potansiyeline sahiptir. Belirli bir yaklaşımın seçimi, cevaplanacak sorulara bağlıdır. Moleküler çalışmaların çoğu, farklı endodontik enfeksiyon türlerinde tür kompozisyonu konusunu ele almıştır. Bununla birlikte, şu anda, bir numunedeki tüm bakteri türlerinin kapsamlı bir listesini sağlayabilecek mevcut bir teknik yoktur. Sonuç olarak, endodontik bakteri topluluklarının daha iyi bir resmini sunmak için çeşitli teknikler kullanılmıştır. Amaç endodontik ortamdaki bakteri çeşitliliğinin genişliğini araştırmaksa, en azından metagenomik yaklaşımın ekonomik ve prosedürel olarak uygulanabilir olmamasına rağmen, geniş aralıklı PCR ve ardından 16S rRNA gen klon kütüphanesi analizi tercih edilen yöntem olabilir.

Bu tür güncel yöntemler ile elde edilen bilgiler, daha etkili, önleyici ve tedavi edici protokollerin geliştirilmesine katkıda bulunma potansiyeline sahiptir. Ayrıca, endodontik bakterilerin bir envanterinin oluşturulması, diğer insan bölgele-
rindeki hastalıklar için potansiyel patojenik tür kaynaklarının gelecekteki araştırmalarına da yardımcı olabilir.

KAYNAKLAR

- Siqueira JF Jr (2008). Microbiology of apical periodontitis. In: Essential endodontology. Ørstavik D, Pitt Ford T, editors. Oxford, UK: Blackwell Munksgaard Ltd, pp. 135–196.w).
1. Cruse WP, Bellizzi R. A historic review of endodontics, 1689-1963, part 2. *Journal of endodontics*. 1980;6(4):532-5
 2. Siqueira Jr J, Rôças I. Diversity of endodontic microbiota revisited. *Journal of dental research*. 2009;88(11):969-81
 3. Aas JA, Paster BJ, Stokes LN, et al. Defining the normal bacterial flora of the oral cavity. *Journal of clinical microbiology*. 2005;43(11):5721-32
 4. Zaura E, Keijsers BJ, Huse SM, et al. Defining the healthy” core microbiome” of oral microbial communities. *BMC microbiology*. 2009;9(1):1-12
 5. Özok A, Persoon I, Huse S, et al. Ecology of the microbiome of the infected root canal system: a comparison between apical and coronal root segments. *International endodontic journal*. 2012;45(6):530-41

6. Santos AL, Siqueira Jr JF, Rôças IN, et al. Comparing the bacterial diversity of acute and chronic dental root canal infections. *PLoS One*. 2011;6(11):e28088
7. Belda-Ferre P, Alcaraz LD, Cabrera-Rubio R, et al. The oral metagenome in health and disease. *The ISME journal*. 2012;6(1):46-56
8. Siqueira Jr J. Microbiology of apical periodontitis. In: Ørstavik D PT, editor. *Essential endodontology*. Oxford, UK: Blackwell Munksgaard; 2008. p. 135-96.
9. Kakehashi S, Stanley H, Fitzgerald R. The effects of surgical exposures of dental pulps in germ-free and conventional laboratory rats. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*. 1965;20(3):340-9
10. Möller ÅJ, Fabricius L, Dahlen G, et al. Influence on periapical tissues of indigenous oral bacteria and necrotic pulp tissue in monkeys. *European Journal of Oral Sciences*. 1981;89(6):475-84
11. Nair PR. Light and electron microscopic studies of root canal flora and periapical lesions. *Journal of endodontics*. 1987;13(1):29-39
12. Haapasalo M, Shen Y, Riccucci D. Reasons for persistent and emerging post-treatment endodontic disease. *Endodontic topics*. 2008;18(1):31-50
13. Siqueira JF. Endodontic infections: Concepts, paradigms, and perspectives. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2002;94(3):281-93.<https://doi.org/10.1067/moe.2002.126163>.
14. Siqueira Jr JF, Rôças IN. Community as the unit of pathogenicity: an emerging concept as to the microbial pathogenesis of apical periodontitis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2009;107(6):870-8
15. Slots J. Rapid identification of important periodontal microorganisms by cultivation. *Oral microbiology and immunology*. 1986;1(1):48-55
16. Joseph SJ, Hugenholtz P, Sangwan P, et al. Laboratory cultivation of widespread and previously uncultured soil bacteria. *Applied and environmental microbiology*. 2003;69(12):7210-5
17. Willis AT. *Anaerobic bacteriology: clinical and laboratory practice*: Butterworth-Heinemann; 2014.
18. Jensen JB, Parmar M. Strengths and limitations of the neurosphere culture system. *Molecular neurobiology*. 2006;34(3):153-61
19. Hajek A. *Oral history methodology*: SAGE Publications, Ltd.; 2014.
20. Hugenholtz P, Pace NR. Identifying microbial diversity in the natural environment: a molecular phylogenetic approach. *Trends in biotechnology*. 1996;14(6):190-7
21. Amann RI, Ludwig W, Schleifer K-H. Phylogenetic identification and in situ detection of individual microbial cells without cultivation. *Microbiological reviews*. 1995;59(1):143-69
22. Ward DM, Weller R, Bateson MM. 16S rRNA sequences reveal numerous uncultured microorganisms in a natural community. *Nature*. 1990;345(6270):63-5
23. Handelsman J. Metagenomics: application of genomics to uncultured microorganisms. *Microbiology and molecular biology reviews*. 2004;68(4):669-85
24. Lewis K. Persister cells, dormancy and infectious disease. *Nature Reviews Microbiology*. 2007;5(1):48-56
25. Rappé MS, Giovannoni SJ. The uncultured microbial majority. *Annual Reviews in Microbiology*. 2003;57(1):369-94
26. Keller M, Zengler K. Tapping into microbial diversity. *Nature Reviews Microbiology*. 2004;2(2):141-50
27. Hugenholtz P. Exploring prokaryotic diversity in the genomic era. *Genome biology*. 2002;3(2):1-8
28. Riesenfeld CS, Schloss PD, Handelsman J. Metagenomics: genomic analysis of microbial communities. *Annu Rev Genet*. 2004;38:525-52
29. Green BD, Keller M. Capturing the uncultivated majority. *Current opinion in biotechnology*. 2006;17(3):236-40
30. Breznak JA. Phylogenetic diversity and physiology of termite gut spirochetes. *Integrative and Comparative Biology*. 2002;42(2):313-8

31. Stevenson BS, Eichorst SA, Wertz JT, et al. New strategies for cultivation and detection of previously uncultured microbes. *Applied and environmental microbiology*. 2004;70(8):4748-55
32. Fredricks DN, Relman DA. Application of polymerase chain reaction to the diagnosis of infectious diseases. *Clinical infectious diseases*. 1999;475-86
33. Kumar PS, Griffen AL, Moeschberger ML, et al. Identification of candidate periodontal pathogens and beneficial species by quantitative 16S clonal analysis. *Journal of clinical microbiology*. 2005;43(8):3944-55
34. Paster BJ, Boches SK, Galvin JL, et al. Bacterial diversity in human subgingival plaque. *Journal of bacteriology*. 2001;183(12):3770-83
35. Eckburg PB, Bik EM, Bernstein CN, et al. Diversity of the human intestinal microbial flora. *Science*. 2005;308(5728):1635-8
36. Woese CR. Interpreting the universal phylogenetic tree. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2000;97(15):8392-6
37. Wade WG. Non-culturable bacteria in complex commensal populations. *Advances in applied microbiology*. 2004;54(54):93-106
38. Drancourt M, Raoult D. Sequence-based identification of new bacteria: a proposition for creation of an orphan bacterium repository. *Journal of Clinical Microbiology*. 2005;43(9):4311-5
39. Ke D, Picard FJ, Martineau F, et al. Development of a PCR assay for rapid detection of enterococci. *Journal of clinical microbiology*. 1999;37(11):3497-503
40. Mullis KB. The polymerase chain reaction: Springer science & business media; 1994.
41. Lee H, Tirnady F. Blood evidence: How DNA is revolutionizing the way we solve crimes: Basic Books; 2003.
42. Whelen AC, Persing DH. The role of nucleic acid amplification and detection in the clinical microbiology laboratory. *Annual review of microbiology*. 1996;50(1):349-73
43. Louie M, Louie L, Simor AE. The role of DNA amplification technology in the diagnosis of infectious diseases. *Cmaj*. 2000;163(3):301-9
44. Chamberlain JS, Gibbs RA, Rainer JE, et al. Deletion screening of the Duchenne muscular dystrophy locus via multiplex DNA amplification. *Nucleic acids research*. 1988;16(23):11141-56
45. Haqqi TM, Sarkar G, David CS, et al. Specific amplification with PCR of a refractory segment of genomic DNA. *Nucleic acids research*. 1988;16(24):11844
46. Sambrook J, Russell DW. Fragmentation of DNA by sonication. *Cold spring harbor protocols*. 2006;2006(4):pdb. prot4538
47. Sharma S, Radl V, Hai B, et al. Quantification of functional genes from procaryotes in soil by PCR. *Journal of Microbiological Methods*. 2007;68(3):445-52
48. Welsh J, McClelland M. Fingerprinting genomes using PCR with arbitrary primers. *Nucleic acids research*. 1990;18(24):7213-8
49. Göbel UB. Phylogenetic amplification for the detection of uncultured bacteria and the analysis of complex microbiota. *Journal of Microbiological Methods*. 1995;23(1):117-28
50. Fouad AE. Endodontic microbiology: John Wiley & Sons; 2017.
51. Wade W. Unculturable bacteria--the uncharacterized organisms that cause oral infections. *J R Soc Med*. 2002;95(2):81-3.10.1258/jrsm.95.2.81.
52. Paster BJ, Olsen I, Aas JA, et al. The breadth of bacterial diversity in the human periodontal pocket and other oral sites. *Periodontol 2000*. 2006;42:80-7.10.1111/j.1600-0757.2006.00174.x.

Bölüm 5

ENDODONTİK TEDAVİDE POSTOPERATİF AĞRI

Cihan KÜDEN¹

GİRİŞ

Ağrı diş hekimliğinde kritik bir faktördür çünkü diş kaygısının birincil nedenidir (1). Ağrı, gerçek veya olası doku hasarı ile ilişkili hoş olmayan bir duyuş ve duygusal deneyim veya bu tür bir hasar olarak tanımlanan bir duyum olarak tanımlanır (2). Odontojenik ağrı, karmaşık yollardan oluşur; doku hasarı, etkilenen bölgedeki inflamatuvar reaksiyonlarla birlikte ortaya çıkan merkezi sinir sistemine yönelik aksiyon potansiyeli oluşumuna neden olur (3).

Kanal tedavisinin en ağrılı diş tedavisi türü olduğu yaygın bir inanış olup (4), postoperatif ağrı, hastaları ciddi şekilde etkileyen tek seans kök kanal tedavisinden sonra sık görülen bir komplikasyondur. Postoperatif ağrı, apikal sonlanımın ötesinde preparasyon, pulpa dokusunun eksik çıkarılması, kök kanal dolgu malzemesinin apeksten dışarı taşması ve dentin ve pulpa döküntülerinin periapikal alana ekstrüzyonu dahil olmak üzere çeşitli nedenlerle ortaya çıkabilir (5, 6). Cinsiyet, pulpal ve periapikal durum, preoperatif ağrı, kullanılan enstrümanlar ve enstrümantasyon tekniği, irrigasyon ve obtürasyon tekniği gibi çeşitli faktörler postoperatif ağrıyı etkileyebilir (7-9). Bu prosedür için kullanılan enstrümantasyonun, postoperatif ağrının insidansını ve yoğunluğunu etkileyen operatöre bağlı önemli bir faktör olduğu gösterilmiştir (10). Yakın zamanda yayınlanmış birçok çalışma, tek seferlik kök kanal tedavisinden sonra döner aletlerin manuel veya resiprokal hareket yapan aletlerle postoperatif ağrı üzerindeki etkilerini karşılaştırmıştır (9).

POSTOPERATİF AĞRI

Postoperatif ağrı, kanal tedavisinden sonra ortaya çıkan herhangi bir derecede ağrı olarak tanımlanır. %3 ila %58 arasında değişen sıklıkta rapor edilen (11) postoperatif ağrı hastanın yaşam kalitesini etkiler ve bu hem klinisyenler hem de hastalar için rahatsız edici bir durumdur. Postoperatif ağrı çok faktörlüdür ve enstrümantasyon süreci operatöre bağlı önemli bir faktör olarak kabul edilir (7).

¹ Öğr. Gör. Dr., Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti AD., ckuden@cu.edu.tr.

Kök kanal hazırlığı sırasında, artıkların periapikal dokulara ekstrüzyonu meydana gelebilir (12) ve enfekte dentin ve bakteriler dahil olmak üzere apikal olarak ekstrüze edilen debris, postoperatif ağrının ana nedenlerinden biridir (5, 13).

POSTOPERATİF AĞRI PREVALANSI VE ŞİDDETİ

İlk 24-48 saat içinde postoperatif ağrı insidansı %3 ile %69.3 arasında değişmekte olduğu rapor edilmiş olup (1, 8, 12, 14-16), bazı çalışmalarda hafif ile orta şiddet aralığında ağrı gözlemlenirken (1, 12, 17) ve diğer çalışmalarda orta ile şiddetli aralığında ağrı gözlenmiştir (14, 15). Ek olarak, birkaç çalışma 12-24 saat sonra şiddetli postoperatif ağrı bildirmiştir (8, 18). Ağrı tipik olarak 24-48 saat sürer, ancak bazı hastalar kök kanal tedavisinden sonra 3-9 gün boyunca devam eden ağrıyı bildirmektedir (19, 20). Sonuçlardaki değişkenlik, postoperatif ağrıyı değerlendirmek için farklı kriterlerin kullanılması, kök kanal tedavileri için farklı malzeme ve tekniklerin kullanılması ve preoperatif ağrının bir değişken olarak ele alınmaması ile açıklanabilir (21, 22).

POSTOPERATİF SONRASI AĞRIYA NEDEN OLAN FAKTÖRLER

Ağrı tipik olarak periradiküler dokuların akut inflamasyonundan kaynaklandığından, mikroorganizmalar cerrahi olmayan kök kanal tedavisinden sonra postoperatif ağrı ile ilişkili en yaygın faktördür (1, 23). Postoperatif ağrının diğer nedenleri arasında periradiküler dokularda mekanik veya kimyasal hasar bulunur (12, 24). Cerrahi olmayan kök kanal tedavisini takiben postoperatif ağrı çok faktörlü bir fenomendir ve periapikal patoloji, gözden kaçırılmış kanallar, yetersiz temizlik ve şekillendirme, apikal döküntülerin ekstrüzyonu, enstrümantasyon sırasında apikal açıklık, irrigasyon ve kanal içi ilaç ekstrüzyonu ve overbite restorasyonlarının varlığı ile ilgili olup (25), hastaya bağlı faktörler olan diş tipi (19), yaş ve cinsiyet de postoperatif ağrıda rol oynayan faktörler arasındadır (26).

Preoperatif ve postoperatif ağrı arasında güçlü bir ilişki vardır. Preoperatif akut ağrısı olan hastaların postoperatif ağrıları daha şiddetli olabilir (26, 27). Ancak pulpa durumu ile postoperatif ağrı arasındaki ilişki konusunda çelişkili bulgular mevcuttur. Birkaç çalışma, pulpal durumun postoperatif ağrıya katkıda bulunduğunu bildirirken (21, 28), diğer çalışmalar pulpal durumun bir etkisini göstermemiştir (26, 29). Pulpitis ve apikal periodontitis sırasında inflamatuvar araçlardan kaynaklanan periferik ve merkezi duyarlılık da ağrı şiddetini artırabilmektedir (30).

Çalışmaların çoğu, hastanın yaşının cerrahi olmayan kanal tedavisi sonrası ağrı ile ilişkili olmadığını bulmuştur (22, 31, 32). Bununla birlikte, bazı çalışmalar artan yaş ile tedavi sonucu arasında negatif bir ilişki olduğunu göstermiştir (33),

>35 yaşındaki hastalarda genç hastalara göre daha az ağrı görülmüştür (28). Artan yaşın, ilerleyici nosiseptif duyarlılık kaybı ile ilişkili olduğunu kanıtlayacak kesin bir kanıt yoktur (34). Bu nedenle, artan yaşla birlikte azalan ağrı duyarlılığı, fizyolojik ağrı sistemlerindeki değişikliklerle ilişkili değildir. Bununla birlikte, pulpa odasının gerilemesi, yaşlı hastalarda kanal tedavisini zorlaştırır ve daha şiddetli postoperatif ağrıya neden olur (19).

Kadınlar, cerrahi olmayan kanal tedavisinden sonra erkeklere göre daha fazla ağrı yaşarlar (21, 26). Serotonin ve adrenalin olmayan hormonlardaki değişikliklerden kaynaklanan erkekler ve kadınlar arasındaki biyolojik farklılıklar, cinsiyet farklılıklarının altında olabilir (35). Benzer şekilde, kortizol ağrı hissini modüle eder ve erkeklerde kadınlara göre daha yüksek miktarlarda salgılanır (36). Östrojen, adet döngüsü, yaşam tarzı ve toplumsal beklentiler gibi diğer faktörler de ağrıya verilen fizyolojik tepkilerde cinsiyet farklılıklarına katkıda bulunabilir (37).

Kanal tedavisi sonrası ağrı insidansı da mandibular ark ve azı dişlerinde daha fazladır (19, 22). Bu fark, mandibular kemiğin kan dolaşımını azaltan ve enfeksiyonu yoğunlaştıran ve böylece iyileşmeyi geciktiren yoğun trabeküler paterninden kaynaklanabilir (26). Benzer etkiler, alt azı dişlerinin karmaşık anatomisi ile ilişkilidir (33, 38). Kök kanal enstrümantasyonu sırasında apikal açıklığın korunmasının, kök kanal tedavisinden sonraki ağrı üzerinde önemli bir etkisi bulunmamıştır (22, 39). Ancak kanal tedavisi sırasında aşırı enstrümantasyona bağlı apikal foramen genişlemesi postoperatif ağrı insidansını ve yoğunluğunu artırabilmektedir (40).

Kanal içi ilaç tedavisi de kanal tedavisi sonrası ağrı ile ilişkilidir. Nekrotik kanalların tek başına klorheksidin veya kalsiyum hidroksit ile birlikte klorheksidin ile pansuman yapılması, kanalın boş bırakılmasına kıyasla postoperatif ağrıyı azalttığı gösterilmiştir (41). Ek olarak, akut apikal periodontitis ile ilişkili postoperatif ağrı, bir glukokortikoid (triamsinolon) ve bir antibiyotik (demeklosiklin) karışımı olan Ledermix pat ile kanal içi pansuman yapılarak etkin bir şekilde yönetilebilir (42). Ledermix ağrıyı etkili ve hızlı bir şekilde giderir ve postoperatif ağrıyı azaltmada kalsiyum hidroksitten üstündür (43).

KÖK KANAL ŞEKİLLENDİRME SİSTEMLERİ POSTOPERATİF AĞRI İLE İLİŞKİSİ

Kök kanal preparasyonu ve postoperatif ağrı açısından enstrümanların üç ana sınıfta ele alınabilir (10): Elle çalıştırılan enstrümanlar, motorla çalıştırılan döner enstrümanlar ve motorla çalıştırılan resiprokal hareket yapan enstrümanlar (44). Yirminci yüzyılın büyük bir bölümünde kök kanal preparasyonu sadece K-tipi ve H-tipi aletler gibi elle çalıştırılan enstrümanlarla yapılmaktaydı (45). Son 30

yıldır motorla çalışan döner aletler yaygınlaşmış olup sürekli döner hareket ile çalışmaktadırlar ve enstrüman sayısına göre şekillendirme sistemi birden fazla döner enstrümandan veya tek bir döner enstrümandan oluşabilmektedir. Motorla çalışan resiprokal hareket yapan enstrümanlar, eğin saat yönünün tersine bir ilk dönüş ve ardından ters yönde bir dönüş gerçekleştirerek ileri geri hareketle çalışmaktadır (46, 47). Farklı enstrümantasyon sistemleri, apikal olarak ekstrüze olan farklı miktarlardaki debrisin bir sonucu olarak farklı enflamasyon modelleri ve seviyeleri üretebilir (48-50).

Çeşitli enstrümanların tek seans kök kanal tedavisinden sonra postoperatif ağrı oluşumunu ve yoğunluğunu etkilediği gösterilmiştir (47, 51-57). Birkaç çalışma, döner sistemlerin el eğelerinden daha az postoperatif ağrıya neden olduğunu bildirmiştir (51, 54, 55), ancak Çiçek ve ark. (52) tam tersi bir sonuç elde etmiştir. Daha önce yapılan diğer çalışmalar da sürekli döner sistemler ve resiprokal hareket yapan sistemler kullanıldıktan sonra postoperatif ağrı konusunda çelişkili sonuçlar bildirmiştir (47, 53, 56, 57). Bu tutarsız sonuçlar, klinisyenlerin postoperatif rahatsızlık ve ağrıyı en aza indirmek için en uygun enstrümantasyon tekniğini seçmesini engellemektedir. Döner enstrümanların kullanımının, resiprokal hareket yapan enstrümanların kullanımına göre daha düşük postendodontik ağrı insidansı ile ilişkili olduğu bir meta-analiz çalışmasında gösterilmiştir (58).

MANUEL, DÖNER VE RESİPROKAL HAREKET YAPAN ENSTRÜMANLAR

Döner aletlerin kullanımının, el eğelerinin kullanımına göre daha düşük bir postoperatif ağrı insidansına ve yoğunluğuna katkıda bulunduğunu gösterilmiştir (10). Tüm preprasyon teknikleri, iltihaplanma ve postoperatif ağrı ile sonuçlanabilecek ekstrüze artıklar üretmektedir (5, 59, 60). Birçok çalışmada el eğesi grupları kök kanal hazırlığı için step-back tekniği ile kullanmıştır (10, 61). Önceki çalışmalarda gösterildiği gibi, el eğelerinin step-back tekniği ile kullanımı sıklıkla apikal foramenden debris ve irrigasyon materyallerinin çıkışına neden olmaktadır, bu durumun sebebi ortaya çıkan piston benzeri harekete ve debrisi koronal olarak dışarı atmada alan yetersizliğine atfedilmektedir (59, 60)., Sürekli döner hareket yapan motorlu sistemler, debrisi apikal açıklığa doğru yönlendirme eğiliminde görünse de çalışmalar döner sistemlerin el eğelerinden daha az debris çıkışına neden olduğunu göstermiştir (59, 60, 62).

Çalışmalar ekstrüze olan debris miktarı göz önüne alınarak çoklu döner sistemlerin resiprokal hareket yapan tek eğeli sistemlere göre postoperatif ağrı insidansının önemli ölçüde daha düşük olmasına katkıda bulunduğunu göstermiştir (10, 53, 63, 64). Bazı çalışmaların sonuçları (48, 49) ve bir meta-analiz (65), resiprokal hareket yapan tek eğeli enstrümantasyon tekniklerinin döner çoklu eğe sistemlerine göre daha fazla miktarda debris çıkardığını göstermiştir.

KLİNİK SEANS SAYISI VE POSTOPERATİF AĞRI

Son birkaç on yılda, dişhekimliği okullarının %70'inden fazlası tek seansta kanal tedavisini önermiştir (15, 22). Nikel titanyum döner enstrümantasyon, güvenilir apeks bulucular, ultrasonikler, mikroskopik endodonti, dijital radyografi, daha yeni obtürasyon sistemleri ve biyouyumlu sızdırmazlık materyalleri gibi endodonti alanındaki son gelişmeler, daha verimli endodontik prosedürleri kolaylaştırmıştır ve birden fazla seans yerine tek bir seansı mümkün kılmıştır (66, 67). Bununla birlikte, bazı araştırmalar birçok klinisyenin birden fazla seansta kanal tedavisi uyguladığını bildirmektedir (22, 31). Tek seansta kanal tedavisi verimli ve klinik olarak etkili bir prosedür olmasına rağmen, çalışmaların çoğu tek seans ve çok seanslı kanal tedavileri arasında postoperatif ağrı açısından anlamlı bir fark bulmamış olsa da (1, 26, 27), postoperatif ağrı insidansı önem arz etmeye devam etmektedir (68). Bununla birlikte, bazı çalışmalar, tek seans kök kanal tedavileri için postoperatif ağrının arttığını bildirmiştir (15, 69) ve bu durum tek seans kök kanal tedavileri için postoperatif ağrının azaldığını bildiren raporlarla çelişmektedir (70). Bu tutarsızlıklar örneklem büyüklüğündeki farklılıklardan, tedavi tekniklerinden, enstrümantasyon ve obtürasyon yönteminden, pulpa durumundan, dişin tek veya çok köklü olmasından ve ağrı ölçüm tekniklerinden kaynaklanabilir.

POSTOPERATİF AĞRI YÖNETİMİNDEKİ SON GELİŞMELERİN ETKİLERİ

Son zamanlarda endodonti pratiği, tedavi etkinliğini, güvenliğini ve kalitesini iyileştiren yeni teknolojiler ortaya çıkmaktadır (67). Operasyon mikroskopları, elektronik apeks bulucular ve döner nikel titanyum sistemleri gibi son zamanlarda geliştirilen endodontik teknikler ve cihazlar, prosedür sürelerini kısaltmış ve endodontik tedavilerin başarı oranlarını artırmıştır (22, 71). Örneğin, kök kanal sistemlerini temizlemek ve şekillendirmek için koronal üçüncüden başlayıp apikal üçüncüye doğru ilerleyen apikal uca aşamalı yaklaşan crown down tekniği, apikal foramenden debris ekstrüzyonunu azaltır. Bu azalma önemlidir, çünkü periapikal debris ekstrüzyonu kök kanal tedavisinden sonra ağrıya önemli bir katkıda bulunan faktörlerdendir (72). Ayrıca, nikel-titanyum motorlu enstrümantasyon, manuel paslanmaz çelik K-eğelerinden daha az debris oluşturur (72). Dolayısıyla, bu aletler postoperatif ağrı insidansını önemli ölçüde azaltmıştır (73, 74). Benzer şekilde, kök kanal enstrümantasyonu resiprokal hareket yapan sistemlerdeki gelişmeler, süre açısından daha az postoperatif ağrı ile sonuçlanmıştır (6, 72).

Kök kanal İrriganlarının aktivasyonu postoperatif ağrıyı azaltmak için etkili bir yöntemdir (75) ve negatif apikal basınçlı irrigasyon cihazının kullanımı postoperatif

peratif ağrısı önemli ölçüde azaltabilmektedir (76). Bununla birlikte, %2 klorheksidin ve %5,25 sodyum hipoklorit irrigasyon solüsyonlarının kullanımı arasında postoperatif ağrı açısından anlamlı bir fark olmadığı da gösterilmiştir (77, 78).

POSTOPERATİF AĞRININ ÖNLEYİCİ TEDAVİSİ

Hastalar için ağrının giderilmesi genellikle başarılı kök kanal tedavisinden daha önemlidir (79). Bu nedenle, cerrahi olmayan kök kanal tedavisinden sonra postoperatif ağrının önlenmesi ve yönetimi, başarılı sonuçların bir bileşenidir. Hastalara beklenen postoperatif ağrı hakkında bilgi vermek ve ilaçları reçete ederek ağrıyı yönetmek, hastanın güvenini artırır, hastaların ağrı eşiklerini yükseltir ve hastaların gelecekteki diş tedavileri hakkındaki görüşlerini geliştirir (80).

Kanal tedavisinden 30 dakika önce uygulanan tedavi öncesi analjezi, postoperatif ağrıyı azaltır ve bu nedenle özellikle ağrı eşiği düşük hastalarda faydalı olabilir (81). Endodontik tedaviden önce nonsteroid antiinflamatuvar ilaçlarla (NSAID'ler) yapılan ön tedavi analjezisi, siklooksijenaz (COX) yolunu bloke eder ve bu nedenle duyum öncesinde ağrı sinyallerini bloke edebilir (82). Bir çalışma, tek doz ibuprofen ile yapılan premedikasyonun, kök kanal tedavisinden sonra postoperatif ağrıyı gidermediğini bulmuştur (83). Ancak çalışma örneklemini küçük olup (39 hasta) ve pulpanın vital veya nekrotik olup olmadığına dair bilgi verilmemiştir. Ayrıca, preoperatif tek oral prednizolon (30 mg) veya deksametazon (4 mg) dozu postoperatif ağrıyı önemli ölçüde azaltmaktadır (84, 85). Tedavi sırasında kalıcı bir lokal anestezi (bupivakain) uygulanması ayrıca cerrahi olmayan kök kanal tedavisinden sonra postoperatif ağrıyı önemli ölçüde azaltabilir (86, 87) ve bu etkinin, kök kanal tedavisinden sonra iltihabın erken evrelerinde merkezi hiperalejiyi önlemek için yeterince uzun bir süre boyunca nosiseptif uyarıları bloke ederek meydana geldiği varsayılmaktadır (88). Son irrigasyon maddesi olarak 5 dakika boyunca 2–4 °C tuzlu su irrigasyonu kullanılarak intrakanal kriyoterapi, postoperatif ağrıyı önemli ölçüde azaltabilir (89, 90). Kriyoterapi doku metabolizmasını ve dokulara kan akışını kısıtlayarak vazokonstriksiyona neden olur (91).

Ortaya çıkan azalan dış kök yüzey sıcaklığı, inflamatuvar reaksiyonları sınırlandırabilir, ağrı üreten maddelerin salınımını azaltabilir ve periapikal bölgede ödemi azaltabilir. Lokalize inflamasyon odontojenik ağrı gelişiminde çok önemli bir role sahiptir (3), ve kanal tedavisi sonrası ağrı periapikal doku inflamasyonundan kaynaklanır (12). İbuprofen, aspirin, flurbiprofen, ketorolak ve etodolak dahil olmak üzere NSAID'ler kanal tedavisinden sonra ağrıyı kontrol etmek için en yaygın olarak kullanılmaktadır (92). Prostaglandin sentezi, COX 1 ve 2'nin enzim aktivitelerini azaltarak NSAID'ler tarafından engellenir (22, 39). Ayrıca, orta ila şiddetli

detli ağrı, ideal olarak, yan etkileri en aza indiren her ilacın daha düşük dozunu sağlamak için 2 veya daha fazla ilacın bir kombinasyonu kullanılarak yönetilir (93). Örneğin, bir NSAID ve asetaminofen kombinasyonu diş ağrısı için analjeziyi iyileştirebilir (94). Benzer şekilde, ibuprofen ve parasetamol kombinasyonu, işlemten hemen sonra alındığında kanal tedavisi sonrası ağrıyı etkili bir şekilde azaltır (95). Ancak, NSAID kombinasyonları etkili ağrı yönetimi stratejileri olmadığında, narkotik bir analjezik düşünülmelidir (96). Bu nedenle, ağrı kontrolü için esnek bir ilaç uygulama planı önerilir ve ağrı şiddeti bazında belirlenmelidir (97). Ayrıca ağrı geçene kadar ilaçlar günde dört kez uygulanmalıdır.

Kanal tedavisinden sonra postoperatif ağrıyı hafifletmek için okluzal kontağı azaltmanın etkileri kesin değildir (22). Semptomatik apikal periodontitisli dişlerde kanal tedavisi sonrası oklüzal temasın azaltılmasının ağrıya herhangi bir etkisi olmamıştır (98). Bununla birlikte, başka bir çalışma, ısırma hassasiyeti olan dişlerin oklüzal redüksiyonunun postoperatif ağrıyı etkili bir şekilde azalttığını ortaya konmuştur (99). Isırmada ağrı, periradiküler nosiseptörleri uyaran inflamatuvar mediatörlerden kaynaklanabilir ve oklüzal redüksiyon, hassaslaşmış nosiseptörlerin sürekli mekanik uyarımını bozabilir (100).

SONUÇ

Kanal tedavisi sonrası ağrı, tipik olarak hafif ila orta dereceli arasında değişir ve en uygun şekilde uygulanan kök kanal tedavilerinden sonra bile ortaya çıkabilir. Endodonti alanındaki son gelişmeler, kök kanal tedavisi sonrası ağrı insidansını azaltmış ve postoperatif ağrı ile ilgili hasta memnuniyetini artırmıştır. Postoperatif ağrının etkin yönetimi genellikle klinik mükemmelliğin bir göstergesi olarak kabul edilir. Bununla birlikte, ağrının fizyolojisini ve ilaçlar ve terapi ile ilişkili rahatlatma mekanizmalarını anlamak için daha fazla araştırmaya ihtiyaç bulunmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Ince B, Ercan E, Dalli M, et al. Incidence of postoperative pain after single-and multi-visit endodontic treatment in teeth with vital and non-vital pulp. *European journal of dentistry*. 2009;3(04):273-9
2. Rosenberg PA. Endodontic pain. *Endodontic topics*. 2014;30(1):75-98
3. Turner CL, Eggleston GW, Lunos S, et al. Sniffing out endodontic pain: use of an intranasal analgesic in a randomized clinical trial. *Journal of Endodontics*. 2011;37(4):439-44
4. Pak JG, White SN. Pain prevalence and severity before, during, and after root canal treatment: a systematic review. *Journal of endodontics*. 2011;37(4):429-38
5. Seltzer S, Naidorf IJ. Flare-ups in endodontics: I. Etiological factors. *J Endod*. 1985;11(11):472-8.10.1016/S0099-2399(85)80220-X.
6. Shokrane A, Ajami M, Farhadi N, et al. Postoperative endodontic pain of three different instrumentation techniques in asymptomatic necrotic mandibular molars with periapical lesion: a

- prospective, randomized, double-blind clinical trial. *Clinical oral investigations*. 2017;21(1):413-8
7. Nagendrababu V, Gutmann JL. Factors associated with postobturation pain following single-visit nonsurgical root canal treatment: A systematic review. *Quintessence International*. 2017;48(3)
8. Ng YL, Glennon J, Setchell D, et al. Prevalence of and factors affecting post-obturation pain in patients undergoing root canal treatment. *International endodontic journal*. 2004;37(6):381-91
9. Mathew ST. Post operative pain in endodontics: A systemic review. *Journal of Dentistry and Oral Hygiene*. 2015;7(8):130-7
10. Sun C, Sun J, Tan M, et al. Pain after root canal treatment with different instruments: A systematic review and meta-analysis. *Oral Diseases*. 2018;24(6):908-19. <https://doi.org/10.1111/odi.12854>.
11. Sathorn C, Parashos P, Messer H. The prevalence of postoperative pain and flare-up in single- and multiple-visit endodontic treatment: a systematic review. *International endodontic journal*. 2008;41(2):91-9
12. Siqueira Jr JF, Rôças IN, Favieri A, et al. Incidence of postoperative pain after intracanal procedures based on an antimicrobial strategy. *Journal of endodontics*. 2002;28(6):457-60
13. Cunningham C, Mullaney T. Pain control in endodontics. *Dental clinics of North America*. 1992;36(2):393-408
14. Gomes M, Böttcher D, Scarparo R, et al. Predicting pre-and postoperative pain of endodontic origin in a southern Brazilian subpopulation: an electronic database study. *International Endodontic Journal*. 2017;50(8):729-39
15. Oginni AO, Udoeye CI. Endodontic flare-ups: comparison of incidence between single and multiple visit procedures in patients attending a Nigerian teaching hospital. *BMC Oral health*. 2004;4(1):1-6
16. Bourreau MLS, Soares AdJ, Souza-Filho FJd. Evaluation of postoperative pain after endodontic treatment with foraminal enlargement and obturation using two auxiliary chemical protocols. *Revista de Odontologia da UNESP*. 2015;44:157-62
17. Wang C, Xu P, Ren L, et al. Comparison of post-obturation pain experience following one-visit and two-visit root canal treatment on teeth with vital pulps: a randomized controlled trial. *International endodontic journal*. 2010;43(8):692-7
18. Law A, Nixdorf D, Aguirre A, et al. Predicting severe pain after root canal therapy in the National Dental PBRN. *Journal of dental research*. 2015;94(3_suppl):37S-43S
19. Arias A, de la Macorra JC, Hidalgo J, et al. Predictive models of pain following root canal treatment: a prospective clinical study. *International endodontic journal*. 2013;46(8):784-93
20. Risso PdA, Cunha A, Araujo M, et al. Postobturation pain and associated factors in adolescent patients undergoing one-and two-visit root canal treatment. *Journal of dentistry*. 2008;36(11):928-34
21. Gotler M, Bar-Gil B, Ashkenazi M. Postoperative pain after root canal treatment: a prospective cohort study. *International journal of dentistry*. 2012;2012
22. AlRahabi MK. Predictors, prevention, and management of postoperative pain associated with nonsurgical root canal treatment: A systematic review. *J Taibah Univ Med Sci*. 2017;12(5):376-84. [10.1016/j.jtumed.2017.03.004](https://doi.org/10.1016/j.jtumed.2017.03.004).
23. Menakaya IN, Oderinu OH, Adegbulugbe IC, et al. Incidence of postoperative pain after use of calcium hydroxide mixed with normal saline or 0.2% chlorhexidine digluconate as intracanal medicament in the treatment of apical periodontitis. *The Saudi dental journal*. 2015;27(4):187-93
24. Alonso-Ezpeleta LO, Gasco-Garcia C, Castellanos-Cosano L, et al. Postoperative pain after one-visit root-canal treatment on teeth with vital pulps: comparison of three different obturation technique. *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal*. 2012;17(4):e721
25. de Oliveira Alves V. Endodontic flare-ups: a prospective study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2010;110(5):e68-e72

26. Ali SG, Mulay S, Palekar A, et al. Prevalence of and factors affecting post-obturation pain following single visit root canal treatment in Indian population: A prospective, randomized clinical trial. *Contemporary clinical dentistry*. 2012;3(4):459
27. Sadaf D, Ahmad MZ. Factors associated with postoperative pain in endodontic therapy. *International journal of biomedical science: IJBS*. 2014;10(4):243
28. Segura-Egea JJ, Cisneros-Cabello R, Llamas-Carreras JM, et al. Pain associated with root canal treatment. *International endodontic journal*. 2009;42(7):614-20
29. Pasqualini D, Mollo L, Scotti N, et al. Postoperative pain after manual and mechanical glide path: a randomized clinical trial. *Journal of endodontics*. 2012;38(1):32-6
30. Sessle BJ. Peripheral and central mechanisms of orofacial inflammatory pain. *International review of neurobiology*. 2011;97:179-206
31. Edionwe J, Shaba O, Umesi D. Single visit root canal treatment: a prospective study. *Nigerian journal of clinical practice*. 2014;17(3):276-81
32. Martín-González J, Echevarria-Pérez M, Sánchez-Domínguez B, et al. Influence of root canal instrumentation and obturation techniques on intra-operative pain during endodontic therapy. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*. 2012;17(5):e912
33. Watkins CA, Logan HL, Kirchner HL. Anticipated and experienced pain associated with endodontic therapy. *The Journal of the American Dental Association*. 2002;133(1):45-54
34. Walco GA. Toward an integrated model of pain over the life course. *LWW*; 2004. p. 207-8.
35. Fillingim RB, King CD, Ribeiro-Dasilva MC, et al. Sex, gender, and pain: a review of recent clinical and experimental findings. *The journal of pain*. 2009;10(5):447-85
36. Allen LB, Lu Q, Tsao JC, et al. Sex differences in the association between cortisol concentrations and laboratory pain responses in healthy children. *Gender medicine*. 2009;6:193-207
37. Paller CJ, Campbell CM, Edwards RR, et al. Sex-based differences in pain perception and treatment. *Pain medicine*. 2009;10(2):289-99
38. Cleghorn BM, Christie WH, Dong CC. Root and root canal morphology of the human permanent maxillary first molar: a literature review. *Journal of endodontics*. 2006;32(9):813-21
39. Arora M, Sangwan P, Tewari S, et al. Effect of maintaining apical patency on endodontic pain in posterior teeth with pulp necrosis and apical periodontitis: a randomized controlled trial. *International endodontic journal*. 2016;49(4):317-24
40. Saini H, Sangwan P, Sangwan A. Pain following foraminal enlargement in mandibular molars with necrosis and apical periodontitis: a randomized controlled trial. *International Endodontic Journal*. 2016;49(12):1116-23
41. Singh RD, Khatter R, Bal RK, et al. Intracanal medications versus placebo in reducing postoperative endodontic pain—a double-blind randomized clinical trial. *Brazilian dental journal*. 2013;24:25-9
42. Willershausen B, Willershausen I, Ehlers V, et al. A prospective clinical trial on the influence of a triamcinolone/demeclocycline and a calcium hydroxide based temporary cement on pain perception. *Head & Face Medicine*. 2012;8(1):1-6
43. Ehrmann E, Messer H, Adams G. The relationship of intracanal medicaments to postoperative pain in endodontics. *International endodontic journal*. 2003;36(12):868-75
44. Hargreaves KM. Cohen's pathways of the pulp: Elsevier; 2016.
45. Tepel J, Schäfer E. Endodontic hand instruments: cutting efficiency, instrumentation of curved canals, bending and torsional properties. *Dental Traumatology*. 1997;13(5):201-10
46. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International endodontic journal*. 2008;41(4):339-44
47. Kherlakian D, Cunha RS, Ehrhardt IC, et al. Comparison of the incidence of postoperative pain after using 2 reciprocating systems and a continuous rotary system: a prospective randomized clinical trial. *Journal of Endodontics*. 2016;42(2):171-6
48. Bürklein S, Benten S, Schäfer E. Quantitative evaluation of apically extruded debris with different single-file systems: Reciproc, F 360 and One Step versus M two. *International endodontic journal*. 2014;47(5):405-9

49. Burklein S, Schafer E. Apically extruded debris with reciprocating single-file and full-sequence rotary instrumentation systems. *J Endod.* 2012;38(6):850-2.10.1016/j.joen.2012.02.017.
50. Krithikadatta J, Sekar V, Sudharsan P, et al. Influence of three Ni-Ti cleaning and shaping files on postinstrumentation endodontic pain: A triple-blinded, randomized, controlled trial. *Journal of conservative dentistry: JCD.* 2016;19(4):311
51. Arias A, José C, Azabal M, et al. Prospective case controlled clinical study of post-endodontic pain after rotary root canal preparation performed by a single operator. *Journal of dentistry.* 2015;43(3):389-95
52. Cicek E, Kocak MM, Kocak S, et al. Postoperative pain intensity after using different instrumentation techniques: a randomized clinical study. *Journal of Applied Oral Science.* 2017;25:20-6
53. Gambarini G, Testarelli L, De Luca M, et al. The influence of three different instrumentation techniques on the incidence of postoperative pain after endodontic treatment. *Annali di stomatologia.* 2013;4(1):152
54. Kashefinejad M, Harandi A, Eram S, et al. Comparison of single visit post endodontic pain using Mtwo rotary and hand K-file instruments: a randomized clinical trial. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran).* 2016;13(1):10
55. Mollashahi NF, Saberi EA, Havaei SR, et al. Comparison of postoperative pain after root canal preparation with two reciprocating and rotary single-file systems: A randomized clinical trial. *Iranian endodontic journal.* 2017;12(1):15
56. Neelakantan P, Sharma S, Shemesh H, et al. Influence of irrigation sequence on the adhesion of root canal sealers to dentin: a Fourier transform infrared spectroscopy and push-out bond strength analysis. *Journal of endodontics.* 2015;41(7):1108-11
57. Relvas JBF, Bastos MMB, Marques AAF, et al. Assessment of postoperative pain after reciprocating or rotary NiTi instrumentation of root canals: a randomized, controlled clinical trial. *Clinical oral investigations.* 2016;20(8):1987-93
58. Hou X-M, Su Z, Hou B-X. Post endodontic pain following single-visit root canal preparation with rotary vs reciprocating instruments: a meta-analysis of randomized clinical trials. *BMC Oral Health.* 2017;17(1):1-7
59. Reddy SA, Hicks ML. Apical extrusion of debris using two hand and two rotary instrumentation techniques. *J Endod.* 1998;24(3):180-3.10.1016/s0099-2399(98)80179-9.
60. Bidar M, Rastegar AF, Ghaziani P, et al. Evaluation of apically extruded debris in conventional and rotary instrumentation techniques. *Journal of the California Dental Association.* 2004;32(9):665-71
61. Tanalp J, Güngör T. Apical extrusion of debris: a literature review of an inherent occurrence during root canal treatment. *International endodontic journal.* 2014;47(3):211-21
62. Zarrabi MH, Bidar M, Jafarzadeh H. An in vitro comparative study of apically extruded debris resulting from conventional and three rotary (Profile, Race, FlexMaster) instrumentation techniques. *Journal of oral science.* 2006;48(2):85-8
63. DU C, LUO X-b, ZHANG F-l, et al. Short-term Effect of Two Nickel Titanium Motors on One-time Molar Root Canal Therapy. *Journal of Oral Science Research.* 2016;32(12):1316
64. Gambarini G, Al Sudani D, Di Carlo S, et al. Incidence and intensity of postoperative pain and periapical inflammation after endodontic treatment with two different instrumentation techniques. *European Journal of Inflammation.* 2012;10(1):99-103
65. Caviedes-Bucheli J, Castellanos F, Vasquez N, et al. The influence of two reciprocating single-file and two rotary-file systems on the apical extrusion of debris and its biological relationship with symptomatic apical periodontitis. A systematic review and meta-analysis. *International Endodontic Journal.* 2016;49(3):255-70
66. Al-Rahabi M, Abdulkhayum AM. Single visit root canal treatment. *Saudi Endodontic Journal.* 2012;2(2):80
67. Kishen A, Peters OA, Zehnder M, et al. Advances in endodontics: Potential applications in clinical practice. *Journal of conservative dentistry: JCD.* 2016;19(3):199

68. Mohammadi Z, Farhad A, Tabrizizadeh M. One-visit versus multiple-visit endodontic therapy—a review. *International dental journal*. 2006;56(5):289-93
69. Jabeen S, Khurshiduzzaman M. Incidence of post obturation pain following single and multi visit root canal treatment in a teaching hospital of Bangladesh. *Mymensingh medical journal: MMJ*. 2014;23(2):254-60
70. Onay EO, Ungor M, Yazici AC. The evaluation of endodontic flare-ups and their relationship to various risk factors. *BMC oral health*. 2015;15(1):1-5
71. Fleming CH, Litaker MS, Alley LW, et al. Comparison of classic endodontic techniques versus contemporary techniques on endodontic treatment success. *Journal of endodontics*. 2010;36(3):414-8
72. Talebzadeh B, Nezafati S, Rahimi S, et al. Comparison of manual and rotary instrumentation on postoperative pain in teeth with asymptomatic irreversible pulpitis: A randomized clinical trial. *Iranian endodontic journal*. 2016;11(4):273
73. Vaudt J, Bitter K, Neumann K, et al. Ex vivo study on root canal instrumentation of two rotary nickel–titanium systems in comparison to stainless steel hand instruments. *International endodontic journal*. 2009;42(1):22-33
74. Nekoofar MH, Sheykhrezae MS, Meraji N, et al. Comparison of the effect of root canal preparation by using WaveOne and ProTaper on postoperative pain: a randomized clinical trial. *Journal of endodontics*. 2015;41(5):575-8
75. Ramamoorthi S, Nivedhitha MS, Divyanand MJ. Comparative evaluation of postoperative pain after using endodontic needle and EndoActivator during root canal irrigation: A randomised controlled trial. *Australian Endodontic Journal*. 2015;41(2):78-87
76. Gondim Jr E, Setzer FC, Dos Carmo CB, et al. Postoperative pain after the application of two different irrigation devices in a prospective randomized clinical trial. *Journal of Endodontics*. 2010;36(8):1295-301
77. Silva E, Monteiro MR, Belladonna FG, et al. Postoperative pain after foraminal instrumentation with a reciprocating system and different irrigating solutions. *Brazilian dental journal*. 2015;26:216-21
78. Almeida G, Marques E, De Martin AS, et al. Influence of irrigating solution on postoperative pain following single-visit endodontic treatment: randomized clinical trial. *J Can Dent Assoc*. 2012;78:c84
79. Jariwala S, Goel B. Pain in endodontics: Causes, prevention and management. *Endodontology*. 2001;13:63-6
80. Van Wijk A, Hoogstraten J. Reducing fear of pain associated with endodontic therapy. *International Endodontic Journal*. 2006;39(5):384-8
81. Sethi P, Agarwal M, Chourasia HR, et al. Effect of single dose pretreatment analgesia with three different analgesics on postoperative endodontic pain: A randomized clinical trial. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*. 2014;17(6):517
82. Gopikrishna V, Parameswaran A. Effectiveness of prophylactic use of rofecoxib in comparison with ibuprofen on postendodontic pain. *Journal of endodontics*. 2003;29(1):62-4
83. Attar S, Bowles WR, Baisden MK, et al. Evaluation of pretreatment analgesia and endodontic treatment for postoperative endodontic pain. *Journal of endodontics*. 2008;34(6):652-5
84. Jalalzadeh SM, Mamavi A, Shahriari S, et al. Effect of pretreatment prednisolone on postendodontic pain: a double-blind parallel-randomized clinical trial. *Journal of endodontics*. 2010;36(6):978-81
85. Pochapski MT, Santos FA, de Andrade ED, et al. Effect of pretreatment dexamethasone on postendodontic pain. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2009;108(5):790-5
86. Al-Kahtani A. Effect of long acting local anesthetic on postoperative pain in teeth with irreversible pulpitis: Randomized clinical trial. *Saudi Pharmaceutical Journal*. 2014;22(1):39-42
87. Parirokh M, Yosefi MH, Nakhaee N, et al. Effect of bupivacaine on postoperative pain for inferior alveolar nerve block anesthesia after single-visit root canal treatment in teeth with irreversible pulpitis. *Journal of endodontics*. 2012;38(8):1035-9

88. Keiser K, Hargreaves KM. Building effective strategies for the management of endodontic pain. *Endodontic topics*. 2002;3(1):93-105
89. Al-Nahlawi T, Hatab TA, Alrazak M, et al. Effect of Intracanal Cryotherapy and Negative Irrigation Technique on Postendodontic Pain. *The journal of contemporary dental practice*. 2016;17(12):990-6
90. Keskin C, Özdemir Ö, Uzun İ, et al. Effect of intracanal cryotherapy on pain after single-visit root canal treatment. *Australian endodontic journal*. 2017;43(2):83-8
91. Nadler SF, Weingand K, Kruse RJ. The physiologic basis and clinical applications of cryotherapy and thermotherapy for the pain practitioner. *Pain physician*. 2004;7(3):395-400
92. Parirokh M, Sadr S, Nakhaee N, et al. Comparison between prescription of regular or on-demand ibuprofen on postoperative pain after single-visit root canal treatment of teeth with irreversible pulpitis. *Journal of endodontics*. 2014;40(2):151-4
93. Mehrvarzfar P, Abbott P, Saghiri MA, et al. Effects of three oral analgesics on postoperative pain following root canal preparation: a controlled clinical trial. *International endodontic journal*. 2012;45(1):76-82
94. Mehlisch DR, Aspley S, Daniels SE, et al. A single-tablet fixed-dose combination of racemic ibuprofen/paracetamol in the management of moderate to severe postoperative dental pain in adult and adolescent patients: a multicenter, two-stage, randomized, double-blind, parallel-group, placebo-controlled, factorial study. *Clinical therapeutics*. 2010;32(6):1033-49
95. Elzaki WM, Abubakr NH, Ziada HM, et al. Double-blind randomized placebo-controlled clinical trial of efficiency of nonsteroidal anti-inflammatory drugs in the control of post-endodontic pain. *Journal of endodontics*. 2016;42(6):835-42
96. Becker DE. Pain management: Part 1: Managing acute and postoperative dental pain. *Anesthesia progress*. 2010;57(2):67-79
97. Thomas R. How pain is controlled in endodontic therapy. *SAAD digest*. 2015;31:32-7
98. Arslan H, Seckin F, Kurklu D, et al. The effect of various occlusal reduction levels on postoperative pain in teeth with symptomatic apical periodontitis using computerized analysis: a prospective, randomized, double-blind study. *Clinical oral investigations*. 2017;21(3):857-63
99. Rosenberg PA, Babick PJ, Schertzer L, et al. The effect of occlusal reduction on pain after endodontic instrumentation. *Journal of endodontics*. 1998;24(7):492-6
100. Rosenberg PA. Clinical strategies for managing endodontic pain. *Endodontic Topics*. 2002;3(1):78-92

Bölüm 6

KANAL YENİLEMEDE KULLANILAN SOLVENTLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ

M. Umutcan DOĞAN¹
Banu ARICIĞLU²

GİRİŞ

Kök kanal tedavisi diş hekimliğinde rutin bir prosedür haline gelmiştir. İyi prognoza sahip doğal bir dişin varlığının, eksikliğine ve protetik replasman işlemlerine nazaran üstün bir seçim olduğu evrensel olarak kabul edilmektedir (1).

İyileşme ile sonuçlanmayan tedavilerde kanaldaki ısrarcı bakterilerin veya sekonder intraradiküler enfeksiyonların tedavi sonrası meydana gelen problemlerde ana etken olduğu düşünülmektedir (2). Bu dişlerin tedavisini yapabilmeleri için, uygun ekipmanlara sahip olmalı ve bu ekipmanlarla kanal yenileme tekniklerini en üst düzeyde gerçekleştirebilmelidirler (1).

Cerrahi olmayan kanal yenileme tedavileri ; koronal söküm , gözden kaçan kanalların bulunması, dolum malzemelerinin, kırık aletlerin, postların çıkarılması, basamakların geçilmesi, perforasyon tamiri, basamakların geçilmesi ve kök kırıklarının tedavi planlaması gibi kendi içinde türlü kategorilere ayrılmıştır(3). Kanal tedavisinin yenilenmesi gerektiğinde kanal içi dolgu maddelerinin sökülmesi zor ve zaman alıcı olabilmektedir. Bunu kolaylaştırmak için manuel veya döner alet sistemleri ve ultrasonik cihazların (4) yanı sıra, kolaylaştırıcı çözücülerin (solventlerin) kullanımı da oldukça yaygındır. Ancak bazı solventlerin kullanımının zararlı etkileri konusunda çekinceler mevcuttur.

Endodonti pratiğinde özellikle öne çıkan kloroform , okaliptol ,terebentin ,portakal yağı, haloten, ksilen ve tetrokloroetilenin dahil olduğu birçok araştırma yapılmıştır. Bu incelemede farklı solventlerin kanal dolgu maddesi sökümündeki başarılarının ortaya konulması amaçlanmaktadır.

¹ Arş. Gör. ,RTEÜ Diş Hekimliği Fakültesi, mehmetumutcan.dogan@erdogan.edu.tr

² Dr. Öğr. Üyesi, RTEÜ Diş Hekimliği Fakültesi, banu.aricioglu@erdogan.edu.tr

SOLVENTLERE BAKIŞ

Kloroform

Kloroform, oda sıcaklığında berrak, renksiz, hoş bir eterik kokuya sahip yüksek oranda kırılmaya sahip ağır sıvı olarak bulunan bir trihalometandır.(5)

Kloroformun gutaperka üzerinde oldukça etkili bir çözücü olduğu belirtilmiştir (6, 7). Ancak sağlığa zararları konusundaki belirsizlikler nedeniyle kloroform üzerine yapılan çalışmaların değerlendirilmesi önem arz etmektedir.

1976 yılında US.FDA (food and drug administration) tarafından potansiyel bir kanserojen madde olarak tanımlandı (8). 1979 yılında yapılan bir çalışma farelere oral yoldan her gün verilen kloroformun böbrek ve ciğerlerde tümör oluşumuna neden olduğu gösterilmiştir(9). 1981 yılındaki başka bir kloroform çalışması ise kloroformun belirli düzeyde irrite edici bir madde olduğunu ; ancak diş hekimliğinde gayet yaygın olarak kullanılan öjenoldan daha az irritan bir madde olduğunu göstererek kloroform üzerinde farklı bir bakış açısı oluşturdu(10). Benzer şekilde Zakariesen ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada kloroformun kök kanal boşluğu ile sınırlı kalacak şekilde uygun miktarlarda kullanımının hastanın sağlığı açısından oldukça düşük bir risk teşkil ettiğini rapor etti (11).

Halotan

Kloroformun sağlık açısından zararlı olduğu hakkındaki belirsizlikler üzerine halotan kanal dolgusunu sökmede bir alternatif olarak gösterildi. Bir çalışmada kloroformun işlem süresini daha çok kısaltmasına rağmen, halotanla aralarında etkinlik açısından anlamlı bir fark bulamadığı rapor edildi (12).

Pohl ve arkadaşları, yaptığı bir çalışma halotanın toksik olduğunu ve doz bağımlı olmayan bir toksisite gösterdiğini vurguladı(13). Başka bir çalışmada ise halotan için ; dozdan bağımsız immün aracılı bir ilaç toksisitesine neden olabileceği açıklandı (14). Kloroform için doz bağımlı toksisite bahsedilirken, halotan için doz bağımsız toksisite bildiren çalışmalar solventler konusunda farklı alternatiflerin değerlendirilmesini gerektirdi.

Terebentin

Terebentin yağı güta-perka üretiminde geleneksle olarak kullanılan aromatik bir yağdır. Kaplowitz ve ark, saflaştırılmış terebentinin kanal yenilemede güta-perka üzerinde oldukça etkili olduğunu rapor etmiştir (15). Ancak ileri dönemde yapılan başka bir çalışmada ise, terebentin,kloroform ve halotanın belirli düzeylerde toksik olduğu ve hatta terebentinin diğer 2 solvante nazaran daha toksik olduğu vurguladı ve mümkünse bu 3 çözücünün de kullanılmadan kanal yenileme işlemlerinin gerçekleştirilmesini tavsiye edildi (16).

Ksilen

Ksilen (dimetilbenzen) kök kanal dolgu malzemeleri için çok verimli aromatik bir çözücüdür (17).Yapılan bir çalışmada ksilenin kloroform, portakal yağı ve okaliptole göre daha etkili olduğu rapor edildi (18). Bu çalışmayı destekler nitelikte 2014 yılında yapılan başka bir araştırmada ksilen, portakal yağı ve tetrakloroetilenin kanal dolgusunu sökme etkinliği karşılaştırıldı ve ksilenin diğer iki solventten daha başarılı olduğu sonucuna varıldı(19).Çözücülük konusundaki başarısı bu çalışmalarlarla vurgulanan ksilenin güvenilir olup olmadığı konusunda önceki yıllarda yapılan bir çalışmada karsinojen olmadığı ancak, organik dokular açısından toksik etkileri olduğunu vurgulandı(20). Ahmad Salimi ve arkadaşları 2017 yılında yaptıkları bir çalışmada ksilenin sitotoksik etkileri olduğunu söyleyerek önceki çalışmayı destekledi(21).

Ksilen hakkında birden fazla toksisite uyarısı yapan bu çalışmalar , kanal dolgu malzemelerini çözebilmek için başka alternatiflerin incelenmesini gerektirmektedir.

Okaliptol

Okaliptol 1850 gibi eski tarihlerde bile kök kanal sisteminde gütaperka çözücüsü olarak kullanımı olan bir solventtir(22). Hunter ve arkadaşları okaliptolün kloroforma alternatif olarak kullanılabilecek bir solvent olduğunu belirtti (23). Bunun aksine, okaliptolün kullanımının gutaperka uzaklaştırmada fark yaratmadığını belirten çalışma mevcuttur(24). Okaliptolün kloroform ile karşılaştırıldığı başka bir çalışmada okaliptol kanal patları üzerinde etkinlik olarak kloroformdan daha yetersiz bulunmuştur(25). Lateral kondenzasyon ile doldurulan kanallarda kloroformla okaliptolün çözücülük hızları karşılaştırıldığında ise okaliptol kloroformun gerisinde kalmıştır(26).

Okaliptolün daha güvenilir olup olmadığı konusunda yapılan bir çalışmada kloroformla benzer oranda sitotoksik etkilere sahip olduğu rapor edildi (27).

Ancak, Amerikan Halk sağlığı Servisi(PHS) tarafından okaliptol potansiyel bir karsinojen ajan grubunda tanımlanmamıştır(28).

Portakal Yağı

Pecora ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada portakal yağının gutaperka yumuşatmada başarılı buldu. Dahası okaliptolden daha etkili bir çözücü olduğunu da vurguladı(29).Yapılan bir çalışmada da portakal yağının ksilenle benzer gutaperka yumuşatma etkisine ve önceki çalışmayı destekleyecek şekilde okaliptole üstünlüğünden söz edildi(30). 2014 yılında yapılan daha güncel bir çalışmada da el eğeleriyle birlikte portakal yağı kullanımının kanalları temizlemede kloroforma

güzel bir alternatif olabileceği sonucuna varıldı(31). Sarıyılmaz ve arkadaşları(32) yaptıkları çalışma ile kloroformu portakal yağına nazaran daha etkili bir çözücü olarak değerlendirse de portakal yağının aksi ispatlanana kadar daha güvenilir bir çözücü olduğunu vurgulamışlardır.

SOLVENTLERDE GÜNCEL GELİŞMELER

Çinkooksit öjenol içeren kanal dolgu patlarını çözebilmek için tetrakloroetilen esaslı Endosolv E nin yanı sıra rezin içerikli patları çözmek için tasarlanmış ve formamid-2 feniletanol esaslı Endosolv R gibi çözücüler de bulunmaktadır(33).

Rezin esaslı pat üzerinde yapılan bir çalışmada Endosolv R nin ksilene göre daha etkili olduğu rapor edildi (34). Benzer şekilde formaldehit esaslı bir pat olan resorcinol (35) ve MTAfillapex üzerinde de Endosolv E' nin başarısı kanıtlandı (36). Başarılı etkisine rağmen, Uluslararası Kanseri Araştırmaları Ajansı (IARC) Endosolv E'nin ana bileşeni tetrakloroetileni 1995 yılında grup 2a (muhtemel kanserojen) olarak sınıflandırdı(37). 2005 yılında Zhu ve arkadaşları(38) tetrakloroetilenin insan epidermal keratinositleri üzerinde sitotoksik etkilere neden olabileceğini belirtti.

Endosolv R ve Endosolv E nin belirli içerikli patlar üzerlerindeki etkileri olduğu çalışmalarda açıkça gösterilmekle beraber kanal yenileme tedavisi öncesi kanalda hangi patın kullanıldığını ön görememek ve güvenilirlikleri konusundaki belirsizlikler bu çözücülerin kullanımı konusunda soru işaretleri oluşturmaktadır.

İnsan vücuduna daha az zararlı olan sitrik asit antibakteriyel etkisi ve smear tabakasına etkisi nedeniyle kanal irrigasyon solüsyonu olarak kullanım alanı bulmuştur . Etkinliği açısından Mendez ve arkadaşları son yaptığı çalışmada %10' luk sitrit asitin ksiloldan ve solvent kullanılmadan yapılan kanal yenileme gruplarına göre kanalda geride daha az debris bıraktığını gösterdi (39).

SONUÇ

Bu çalışmalar kanal yenileme işlemlerinde guta çözücülerin klinisyene zaman açısından kolaylık sağladığı görülmekle birlikte insan dokularına toksik etkisi de gösterilmiştir. Bununla birlikte kanallar tamamen temizlenememektedir .Bu solüsyonların mümkünse kullanılmaması daha uygun olmakla beraber ,kullanım endikasyonu olan vakalarda da dikkatli ve olabildiğince az kullanılması ve dikkatli muhafaza edilmeleri tavsiye edilmektedir.

KAYNAKLAR

1. RSR, GETTLEMAN BH. COHENS PATWAYS OF THE PULP ELEVENTH EDITION CHAPTER 8 Nonsurgical Retreatment
2. JF İ. Aetiology of root canal treatment failure: why well-treated teeth can fail. *International Endodontic Journal* 34, 1-10 2001.
3. CJ R. Ch. 25: nonsurgical endodontic retreatment. In: *Pathways of the Pulp*, 8th ed. Cohen S, Burns RC, eds. St. Louis: Mosby, 875-929. 2002:875-929.
4. Khalighinejad N, Aminoshariae A, Kulild JC, Williams KA, Wang J, Mickel A. The Effect of the Dental Operating Microscope on the Outcome of Nonsurgical Root Canal Treatment: A Retrospective Case-control Study. *J Endod.* 2017;43(5):728-32.
5. Rodu B, Cole P, Mandel JSRT, Pharmacology. Evaluation of the national toxicology program report on carcinogens. 2012;64(1):186-8.
6. Tamse A, Unger U, Metzger Z, Rosenberg MJJoe. Gutta-percha solvents—a comparative study. 1986;12(8):337-9.
7. Goldman MJJoe. Evaluation of two filling methods for root canals. 1975;1(2):69-72.
8. U.S. Department of Health and Human Services. Public Health Service Second Annual Report on Carcinogens. PB 82-229808, 1981. 1981.
9. Reuber MDJehp. Carcinogenicity of chloroform. 1979;31:171-82.
10. Morse DR, Wilcko JM, Pullon PA, Furst ML, Passo SAJoe. A comparative tissue toxicity evaluation of the liquid components of gutta-percha root canal sealers. 1981;7(12):545-50.
11. Zakariasen KL, Brayton SM, Collinson DM. Efficient and effective root canal retreatment without chloroform. *J Can Dent Assoc.* 1990;56(6):509-12.
12. Wilcox LR. Endodontic retreatment with halothane versus chloroform solvent. *J Endod.* 1995;21(6):305-7.
13. Pohl LR, Satoh H, Christ DD, Kenna JG. The immunologic and metabolic basis of drug hypersensitivities. *Annu Rev Pharmacol Toxicol.* 1988;28:367-87.
14. Christ DD, Kenna JG, Hammerer W, Satoh H, Pohl LRJTotASoA. Enflurane metabolism produces covalently bound liver adducts recognized by antibodies from patients with halothane hepatitis. 1988;69(6):833-8.
15. Kaplowitz GJ. Evaluation of the ability of essential oils to dissolve gutta-percha. *J Endod.* 1991;17(9):448-9.
16. Barbosa SV, Burkard DH, Spangberg LS. Cytotoxic effects of gutta-percha solvents. *J Endod.* 1994;20(1):6-8.
17. Duncan HF, CHONG BSJET. Removal of root filling materials. 2008;19(1):33-57.
18. Magalhaes BS, Johann JE, Lund RG, Martos J, Del Pino FA. Dissolving efficacy of some organic solvents on gutta-percha. *Braz Oral Res.* 2007;21(4):303-7.
19. Mushtaq M, Farooq R, Ibrahim M, Khan FY. Dissolving efficacy of different organic solvents on gutta-percha and resilon root canal obturating materials at different immersion time intervals. *J Conserv Dent.* 2012;15(2):141-5.
20. Wourms DJ, Campbell AD, Hicks ML, Pelleu GB, Jr. Alternative solvents to chloroform for gutta-percha removal. *J Endod.* 1990;16(5):224-6.
21. Salimi A, Talatappe BS, Pourahmad J. Xylene Induces Oxidative Stress and Mitochondria Damage in Isolated Human Lymphocytes. *Toxicological Research.* 2017;33(3):233-8.
22. Brilliant JD, Christie WH. A taste of endodontics. *J Acad Gen Dent.* 1975;23(3):29-36.
23. Hunter KR, Doblecki W, Pelleu GB, Jr. Halothane and eucalyptol as alternatives to chloroform for softening gutta-percha. *J Endod.* 1991;17(7):310-1.
24. Campello AF, Almeida BM, Franzoni MA, Alves FRE, Marceliano-Alves MF, Rocas IN, et al. Influence of solvent and a supplementary step with a finishing instrument on filling material removal from canals connected by an isthmus. *Int Endod J.* 2019;52(5):716-24.
25. Schafer E, Zandbiglari T. A comparison of the effectiveness of chloroform and eucalyptus oil in dissolving root canal sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002;93(5):611-6.

26. Uemura M, Hata G, Toda T, Weine FS. Effectiveness of eucalyptol and d-limonene as gutta-percha solvents. *J Endod.* 1997;23(12):739-41.
27. Zaccaro Scelza MF, Lima Oliveira LR, Carvalho FB, Corte-Real Faria S. In vitro evaluation of macrophage viability after incubation in orange oil, eucalyptol, and chloroform. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;102(3):e24-7.
28. Health UDo, PB85134663 HSJ. Public Health Service fourth annual report on carcinogens. 1985.
29. Pecora JD, Spano JC, Barbin EL. In vitro study on the softening of gutta-percha cones in endodontic retreatment. *Braz Dent J.* 1993;4(1):43-7.
30. Oyama KO, Siqueira EL, Santos M. In vitro study of effect of solvent on root canal retreatment. *Braz Dent J.* 2002;13(3):208-11.
31. Sari DPJJ. Pengambilan gutta percha point menggunakan bahan pelarut minyak jeruk yang dikombinasi dengan instrumen manual. 2014;63(3):88-94.
32. Sariyılmaz E, Keskin C. Üç farklı çözücünün geleneksel gutta-perka ve GuttaFlow üzerine etkisinin değerlendirilmesi: in vitro. *Acta Odontologica Turcica.* 2016.
33. Faria-Junior NB, Loiola LE, Guerreiro-Tanomaru JM, Berbert FL, Tanomaru-Filho M. Effectiveness of three solvents and two associations of solvents on gutta-percha and resilon. *Braz Dent J.* 2011;22(1):41-4.
34. Sheno PR, Badole GP, Khode RTJRd, endodontics. Evaluation of softening ability of Xylene & Endosolv-R on three different epoxy resin based sealers within 1 to 2 minutes-an in vitro study. 2014;39(1):17.
35. Gambrel MG, Hartwell GR, Moon PC, Cardon JWJJoe. The effect of endodontic solutions on resorcinol-formalin paste in teeth. 2005;31(1):25-9.
36. Carpenter MT, Sidow SJ, Lindsey KW, Chuang A, McPherson JC, 3rd. Regaining apical patency after obturation with gutta-percha and a sealer containing mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2014;40(4):588-90.
37. Hum IAfRoCJIMECR. IARC monographs on the evaluation of carcinogenic risks to humans/ World Health Organization, International Agency for Research on Cancer. 1993;58:119-237.
38. Zhu Q-X, Shen T, Ding R, Liang Z-Z, Zhang X-JJT. Cytotoxicity of trichloroethylene and perchloroethylene on normal human epidermal keratinocytes and protective role of vitamin E. 2005;209(1):55-67.
39. Méndez-De-La-Espriella C, Rodríguez-Ciodaro A, Moreno-Sarmiento A, Mendieta-Flores D, Yori-Roa D, Gutmann JL, et al. Citric Acid: An Alternative for the Removal of Root Canal Filling Materials. 2021.

Bölüm 7

NİKEL TİTANYUM DÖNER EĞELERDE KIRILMAYA ETKİ EDEN FAKTÖRLER

Kübra GÜRLER¹

GİRİŞ

Günümüzde endodontik tedavide kullanılan eğeler paslanmaz çelik ya da nikel titanyum (NiTi) alaşımdan üretilmektedir. NiTi eğeler paslanmaz çelik eğelere göre daha kısa sürede ve etkin kök kanal şekillendirmesi yapabilmesinin yanı sıra transportasyon, basamak ve zip gibi iatrojenik hata riskini de azaltması sebebiyle piyasaya sunulmuştur. Bununla birlikte NiTi eğelerin avantajlarına rağmen en büyük dezavantajı kullanım sırasında çeşitli sebeplerle meydana gelen kırıklardır. NiTi eğelerde meydana gelen kırıklar eğenin kullanım sayısına, dizaynına, üretim şekline, çalışma hızı ve torkuna, kök kanalının kurvatür açısı ve yarıçapına, kanal şekillendirmesi sırasındaki baskı ve gerilmelere, sterilizasyon tekniğine ve hekimin kullanım şekline bağlı olarak oluşabilmektedir(Hülsmann, Peters & ark., 2005).

OPERATÖRLE İLGİLİ FAKTÖRLER

Birçok dental işlem gibi, kök kanal tedavisi de yeterli eğitim ve el becerisi gerektiren bir dizi hassas ve titiz manipülasyon içermektedir. Bu nedenle operatörün beceri ve yeterliliği ile ilgili faktörler eğe kırılmasına katkıda bulunanların en önemlileri arasında sıralanmaktadır(Cheung, Oh & ark., 2013). Uygulayıcıların, her biri kendi tasarımına, kendi mekanik özelliklerine ve kendi kullanım kılavuzuna sahip olan, sürekli gelişen çeşitli eğeler arasından seçim yapmaları gerekir. Seçim yapıldıktan sonra klinisyenin eğeleri, kullanım şekillerini ve üreticinin tavsiyelerini öğrenmesi şarttır. NiTi eğeler kanalın morfolojisi ile ilgili daha az dokunsal geribildirim sağlar, bu nedenle farklı bir farkındalık gerekir. Bu boşluğu doldurmak için yeterli in vitro eğitim gereklidir(Yared, Bou Dagher & ark., 2002). Eğe üzerine çok fazla apikale yönlendirilmiş kuvvet uygulayarak kök kanalında agresif penetrasiyondan kaçınmak, döner bir eğenin bir kök kanalı içine ne zaman

¹ Öğr. Gör. Dr., Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti AD., gurlerkubra@hotmail.com

saplanacağını algılayıp burulma aşırı yüklenmesinden önce ne zaman çekileceğini hesaplamak ve döngüsel yorgunluk kırıklarına yol açabilecek çok kurvatürlü kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında eğe üzerine uygulanan stresin farkında olmak, çekilmiş dişler üzerinde pratik yaparak geliştirilebilecek ve kademeli klinik tecrübe ile artabilecek becerilerdir (Saber, 2008). Buna rağmen, bir klinisyenin performansı iş yüküne ve fiziksel yorgunluğa bağlı olarak zaman içinde bir dereceye kadar değişebilir (Briseño, Kremers & ark., 1993). Buna ek olarak, operatör, şüpheli bir deformasyon gösteren veya şekillendirilmesi zor bir kök kanalında kullanılmış bir eğeyi atmak için tahminlerini geliştirmelidir.

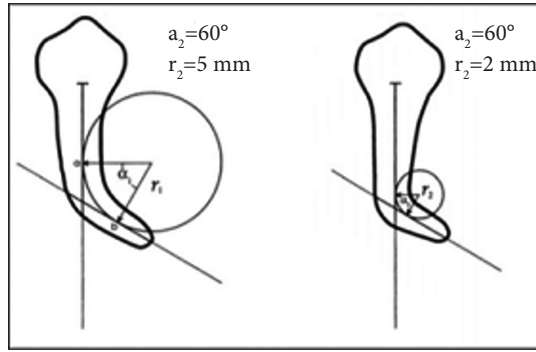
ANATOMİK FAKTÖRLER

Giriş Kavitesi

Yeterli bir giriş kavitesi engelsiz bir şekilde tüm kök kanallarına erişime izin vermek ve eğeleri doğrudan apekse veya ilk kurvatür noktasına yönlendirmek için bir huni görevi görmelidir (Peters, 2008). Kavite duvarları veya kök kanalının koronal üçlüsündeki uzaklaştırılmamış dentin omuzları, geçilmesi gereken kurvatür sayısını ve şiddetini artırarak kanal şekillendirmesi sırasında eğelere uygulanan stresi artırabilir ve eğelerin kırılmasına neden olabilir (Roda, 2006). Diğer taraftan, giriş kavitesinin pulpa odasının sınırları dışına doğru genişletilmesi eğelerin kök kanallarına girişini engelleyebilir ve uçlarının kazara bükülmesine yol açabilir. Günümüzde, üstün büyütme ve aydınlatma sağlayan dental operasyon mikroskobunun yaygın kullanımı, pulpa morfolojisine uygun olarak mümkün olduğu kadar diş yapısını korumak amacıyla her vaka için özel olarak tasarlanmış minimal invaziv giriş kaviteleri kavramına yol açmıştır (Moore, Verdelis & ark., 2016). Kavite duvarının çevresel olarak geniş okluzal konikliği, kök kanal ağzlarının konumuna, kanalların yönüne ve şekline bağlı olarak, yalnızca gerektiğinde kavite duvarlarının seçici olarak konikleştirilmesiyle değiştirilmiştir (Peters, 2008). Bununla birlikte, anektodal kanıtlar, bu gibi minyatür giriş kavitelerinin, en azından deneyimli ve yetenekli klinisyenler tarafından tedaviler mikroskop altında gerçekleştirildiğinde, ege kırılma ihtimalini arttırmadığını göstermektedir. Paslanmaz çelik eğeler, kök kanalına yerleştirilmeleriyle ilgili olarak, düz bir hatta giriş elde etmek için oldukça fazla dikkat gerektiren NiTi eğelerine kıyasla birçok avantaja sahiptir. Paslanmaz çelik eğeler, erişilmesi zor kanallara girmeleri için önceden bükülebilir; şekil hafızalı eğeler dışında, NiTi eğelerinin tam olarak bükülmesi çok zordur. Buna ek olarak, paslanmaz çelik el eğeleri esnek NiTi eğelerin aksine, engellerle ilgili üstün dokunsal geri bildirim sağlar.

Kök Kanal Anatomisi

Eğme kırığı riski, kompleks kök kanal anatomisi olan vakalarda artmış görünmektedir(Peters, Peters & ark., 2003). Kırıklar molarlarda, premolarlardan veya anterior dişlerden daha sık görülür(Wang, Ge & ark., 2014). Ayrıca maksiller ve mandibular molarların meziyobukkal kök kanalında görülme olasılığı diğer kök kanallarından daha fazladır(Iqbal, Kohli & ark., 2006). Bu bulgular, molar kök kanal sisteminin genel morfolojik kompleksliği ve her dişe ait birden fazla kanalın varlığı ile açıklanabilir. Ancak birincil sebep, büyük olasılıkla bu kök kanallarının kurvatürüdür. Bir kök kanalının kurvatürü, açısı ve yarıçapı ile tanımlanmaktadır(Pruett, Clement & ark., 1997). Açı ne kadar genişse ve yarıçap ne kadar küçükse kurvatür o kadar fazla olur. Bu iki parametre birbirinden bağımsız olarak değişebilir. Bu nedenle iki kök kanalı aynı açıya sahip olabilir ancak çok farklı kurvatür yarıçaplarına sahip olmaları mümkündür (Şekil 1).



Şekil 1. Pruett ve arkadaşlarına göre ölçülen eğrilik açısı ve yarıçapı (Pruett, Clement & ark., 1997)

Herhangi bir kök kanalının preparasyonu sırasında eğmeye kesme stresine ek olarak, bir eğme stresi de uygulanır. Eğme rotasyon yaptıkça, dış kurvatürlü yüzeye yakın gerilim ve iç kurvatürlü yüzeye yakın kompresyon ile tekrarlanan gerilim ve kompresyon döngülerine maruz kalır. Bu tekrarlanan döngüsel yük, çatlak başlangıcına sebep olabilir ve nihayetinde eğenin kırılması ile sonuçlanabilir(Cheung, Oh & ark., 2013). Ex vivo çalışmalar, kök kanal kurvatürünün, hem burulmaya sebep olacak aşırı yük hem de döngüsel yorgunluk nedeniyle NiTi döner eğelerinin kırılma oranını artırabileceğini ve klinik çalışmaların da bu bulguları desteklediğini göstermiştir(Wang, Ge & ark., 2014). Açı arttıkça, özellikle 30 ° 'den daha fazla olduğunda ve yarıçap azaldıkça kırılma riski artmaktadır ve yarıçapın kırılma üzerinde daha belirgin bir etkisi olduğu görülmüştür(Patiño, Biedma & ark., 2005). Ayrıca, kök kanalının koronal veya orta üçlüsündeki erken

bir kurvatürün apikal bir kurvatüre kıyasla kırığa yol açma olasılığı daha yüksektir(Lopes, Vieira & ark., 2013). Çünkü döngüsel yorgunluğun en yoğun olduğu alandaki eğenin çapı, ilk iki kurvatürde daha fazladır. Eğelerin kurvatürlü bir kök kanalı içinde statik bir pozisyonda tutulmaması, döngüsel yorgunluğun eğenin belirli bir kısmına yoğunlaştırılmaması için sürekli aksiyal yönde hareket ettirilmesi önerilmektedir(Gambarra-Soares, Lopes & ark., 2013). Ayrıca, eğeler bir kez kullanıldıktan sonra çok kompleks, kalsifiye veya keskin kurvatürlü kanallarda kullanılmamalıdır.

EĞEYLE İLGİLİ FAKTÖRLER

Eğelerin ham maddeleri, tasarımı ve üretim süreçleri, ege kırılmalarında önemli bir etkiye sahiptir(McSpadden, 2007).

Yakın zamanda yapılan çalışmalar, NiTi döner eğelerin klinik kullanım sırasında paslanmaz çelik el eğelerinden daha sık kırıldığını göstermektedir(Iqbal, Kohli & ark., 2006).

NiTi alaşımının şekil hafızası nedeniyle, bu tür eğelerin çoğu burulmak yerine frezelenir(Shen, Zhou & ark., 2013). Bu işlem, bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojisi (CAD-CAM) ile karmaşık şekillerin oluşturulmasına izin veren, ancak aynı zamanda freze olukları, çatlaklar, pitler ve metal geçiş bölgeleri gibi yüzey kusurlarının oluşumu ile sonuçlanabilen bir işlemdir(Chianello, Specian & ark., 2008). Bu düzensizliklerin stres konsantrasyon noktaları gibi davranıp çatlakların başlatılmasını sağlayabileceği ve bu şekilde eğeleri kırılmaya daha yatkın hale getirebileceği varsayılmaktadır(Alapati, Brantley & ark., 2003). Argon, bor veya azot iyonlarının implantasyonu, termal nitritasyon, plazmaya daldırma, derin kuru kriyojenik muamele ve elektrocilalama gibi çeşitli yöntemler, bu yüzey kusurlarını azaltmak ve sonuç olarak eğelerin kırılmaya karşı direncini arttırmak için uygulanmıştır(Praisarnti, Chang & ark., 2010). Ancak çoğu durumda sonuçsuz kalmıştır(Gutmann and Gao, 2012).

Frezelenmiş eğelere yüzey modifikasyonları uygulamak yerine, ham NiTi alaşımlarına veya tamamlanan eğelere ilave termomekanik işlemler uygulanmasının daha etkili olduğu ve eğelerin esnekliğini ve yorgunluk direncini arttırdığı görülmektedir(Kaval, Capar & ark., 2016). Bununla birlikte, genel olarak daha esnek NiTi eğeler burulmaya neden olacak yüke karşı daha az dirençlidir(Shen, Zhou & ark., 2013).

NiTi alaşımların üretim aşamasında, oksit parçaları gibi çeşitli parçaların metalin içerisine girmeleri alaşımın yapısında zayıflığa neden olmaktadır. Bu parçacıkların göreceli konsantrasyonu, alaşımın metalurjik kalitesini gösterebilir(Alapati, Brantley & ark., 2005).

Bir eğenin enine kesit alanı da kırılmasını etkileyebilir(McSpadden, 2007). Bu alan, eğenin büyüklüğü, koniklik açısı ve özel tasarımı da dahil olmak üzere diğer bir dizi parametre ile belirlenir(Parashos, Gordon & ark., 2004). Enine kesit alanının eğenin apikal çapının veya koniklik açısının arttırılmasıyla artması, burulma sonucu oluşacak kırıklara karşı direnci arttırırken, aksi bulgular da bildirilmiş olmasına rağmen döngüsel yorgunluğa karşı direnci azaltmıştır(Peters and Paqué, 2010). Eğe kırığının in vivo temel nedeni ile ilgili kesin kanıtların bulunmaması durumunda (burulma aşırı yüklenmesi, döngüsel yorgunluk ya da her ikisinin kombinasyonu), daha küçük eğelerin klinik kullanım sırasında daha sık kırıldığı gözle çarpılmaktadır(Inan and Gonulol, 2009).

Yiv sayısı veya derinliği artırılarak oluşturulan bir eğe tasarımıyla, eğenin enine kesit alanı daha da azaltılabilir(McSpadden, 2007). Daha derin yivler stres konsantrasyonunu artırıyor gibi görünse de gövde / yiv oranı, kırık oluşumuna katkıda bulunan bir faktör gibi görünmemektedir(Biz and Figueiredo, 2004). Enine kesitteki ani değişiklikler aynı zamanda stres konsantrasyon noktaları olarak görev yapabilir ve çatlak başlangıcına neden olabilir(McSpadden, 2007). Ayrıca, dentin duvarı ile temas eden geniş metal alanlar (örneğin radyal alanlar) kullanım sırasındaki sürtünmeyi artırarak eğenin kırılma riskini arttırırlar(Xu, Eng & ark., 2006).

Orijinal eğeler, köklü şirketler tarafından en yüksek kalite standartlarına göre üretilse bile, tüm yeni eğeleri, ilk kullanımdan önce üretim defektlerini görmek ve yalnızca makroskopik görünüşte orijinal eğelere benzeyen sahte eğeleri tespit edebilmek için büyütme altında incelemek gerekir (Boutsoukis and Lambriandis, 2018).

TEKNİK VE KULLANIMLA İLGİLİ FAKTÖRLER

Tork Kontrollü Motorların Kullanımı

Günümüzde elektrikli motorlar, esas olarak sabit bir dönme hızını koruyabildiklerinden ve aynı zamanda eğelere uygulanan maksimum torku sınırlayabildiklerinden, döner enstrümantasyon için hava kontrollü motorlardan daha fazla önerilmektedir(Bortnick, Steiman & ark., 2001). Elektrikli motorların kullanılması, düşük hız düşük torklu enstrümantasyon konseptinin yaygınlığına paralel olarak artmıştır(Gambarini, 2001). NiTi döner eğelerinin üreticileri, genellikle dakikada 250 ila 600 devir (rpm) aralığında olan belirli bir dönme hızı önermektedir. Ancak bunun eğe kırıkları üzerindeki etkisi tartışmalıdır. Bazı çalışmalar eğe kırığını etkilemediğini bildirirken diğerleri artan hızda kırıklarda bir artış olduğunu bildirmiştir(Martin, Zelada & ark., 2003). Ayrıca, motorla kullanılan NiTi eğelerinde yorgunluk kırıkları elle kullanılan aynı eğelere kıyasla daha sık görülür. Çünkü

el eğeleri çok daha düşük bir hızda rotasyon yaparlar(Cheung, Bian & ark., 2007). Döngüsel yorgunluğun dönme hızından etkilenmediğini belirten çalışmalar bile, bir eğenin sınırlı bir yorgunluk ömrüne sahip olması nedeniyle, daha yüksek bir dönme hızının, kök kanal şekillendirmesini hızlandırırken aynı zamanda bu yaşam süresini daha kısa sürede tükettiğini kabul etmektedir(Pruett, Clement & ark., 1997).

Tork, dönme hızından daha az komplike bir parametredir. Eğenin sürtünmeyi aşması ve dönmeye devam etmesi için eğeye uygulanan dönme kuvvetinin bir ölçüsüdür. Elektrikli motorlar sabit bir dönme hızını sürdürmeye çalıştıklarından, eğeye uygulanan tork, sırayla, eğe bıçakları ve dentin arasındaki temas alanı ve eğenin kullanımı ile belirlenen sürtünmeye bağlı olarak sürekli değişebilir. Temas alanı esas olarak hem eğenin hem de kök kanalının boyutundan, koniklik açısından ve enine kesit alanının şeklinden etkilenir. Eğenin kök kanalı içine agresif olarak yerleştirilmesi gibi eğelerin hatalı kullanılması da sürtünmeyi ve gerekli torku artırır. Uygulanabilecek maksimum tork, eğenin plastik deformasyona veya kırılmaya uğramadan, uygulanan baskıya dayanma kabiliyeti ile sınırlıdır. Kırık oluşturabilecek maksimum tork, eğeler arasında farklılık gösterir ve eğenin kesit alanı ile birlikte artar(Ullmann and Peters, 2005). Üreticiler genellikle her bir eğe için uygun olan maksimum tork değerini belirler. Bu değer genellikle daha küçük ve daha az koniklik açısına sahip eğeler için daha düşük, daha büyük ve daha fazla koniklik açısına sahip olanlar için daha yüksektir. Buna ek olarak, önerilen değerler hiç kullanılmamış eğeler içindir, daha önce kullanılmış eğeler için bu değerlerin azaltılması gerekebilir(Gambarini, 2001). Motorla kullanılan NiTi eğeler başlangıçta sadece sürekli rotasyon yaparak kullanılmıştır. Resiprokasyon fikri, sadece çok küçük bir el aleti ve bir adet resiprokasyon yapan NiTi eğesi kullanılarak kök kanal şekillendirmesini öneren Yared (2008) tarafından yeniden ortaya atılmıştır. Bu hareketin NiTi eğelerinin ömrünü uzattığına ve devamlı rotasyona kıyasla döngüsel yorgunluğa karşı direnç gösterdiğine inanılmaktadır(Ahn, Kim & ark., 2016). Her ne kadar döngüsel yorgunluğa karşı direnci ölçmek için kullanılan bu yöntem, devamlı rotasyonda ve resiprokasyonda belirgin şekilde farklı olsa da sonuçlar doğrudan karşılaştırılamayabilir. Nominal ve gerçek dönüş hızı arasındaki fark da bu sonuçları etkileyebilir(Fidler, 2014).

Enstrümantasyon Tekniği

Enstrümantasyon tekniği eğe kırılmaları üzerinde etkilidir(Roland, Andelin & ark., 2002). Sürtünmeyi azaltmak ve kırılma riskini en aza indirmek amacıyla döner NiTi eğelerinin büyük çoğunluğu için crown-down tekniğinin kullanılması tavsiye edilmektedir(Peters, 2004). Burulma aşırı yüklenmesini önlemek ve yorulma ömrünü uzatmak için tekniğe ilişkin olarak, hafif apikal basınç, sürekli aksiyel

hareket ve kök kanalı içinde kısa süreli kullanım önerilmektedir(Gambarra-Soares, Lopes & ark., 2013). Genel olarak, deneyimsiz kullanıcıların belli bir sistemi, tavsiye edilen eğe kullanım sırasına uygun olarak kullanmaları tavsiye edilmektedir. Ancak farklı sistemlerin eğeleri bireysel klinik ihtiyaçları karşılamak için hibrit protokollerle kombine edilebilmekte ve bu da belli bir uzmanlık düzeyi gerektirmektedir. NiTi döner eğelerin dentine saplanmasını engellemek ve sonuç olarak burulma sonucu oluşan kırığı önlemek amacıyla NiTi döner eğe serisini kullanmadan önce kök kanalının apikal ucuna kesintisiz ulaşımı sağlayacak bir kayma yolu oluşturulabilir. Bu kayma yolu, küçük boyutlu paslanmaz çelik el eğeleri veya özel olarak tasarlanmış döner NiTi eğeler ile hazırlanabilir. Kayma yolu oluşturmak için özel olarak tasarlanmış döner NiTi eğeler, bazı çalışmalara göre avantajlar sunarken, diğerlerine göre bu avantajları sağlamazlar ve NiTi eğelerinin tipik sınırlamalarına sahip olabilirler(Alovisi, Cemenasco & ark., 2017). Resiprokasyon yapan NiTi eğelerinin, daha önce belirlenmiş bir kayma yolu olmadan hem in vitro hem de klinik kullanım sırasında eğe kırığı oranını arttırmadan güvenli bir şekilde çalışma uzunluğuna ulaşabildiği iddia edilmiştir(Rodrigues, De-Deus & ark., 2016).

Eğelerin Kullanım Sayısı ve Sterilizasyon Prosedürleri

Kök kanal eğelerinin ve özellikle NiTi eğelerin artan maliyetlerinden dolayı, güvenle kullanılabilmesi sayı hala devam eden bir tartışma konusudur. Alaşımın tipi, eğenin tasarımı ve boyutu ve vakanın zorluğu, bir eğenin ne zaman atılacağına karar vermek için sıklıkla dikkate alınan parametrelerdir(Cheung, Peng & ark., 2005). NiTi döner eğelerinin uzun süreli klinik kullanımının, sonraki in vitro testler sırasında döngüsel yorgunluğa karşı dirençlerini azalttığı görülmektedir(Pilotino, Grande & ark., 2006). Bu nedenle, kurvatürlü kök kanallarının preparasyonu sırasında döngüsel yorgunluk dirençleri daha düşük olduğu için daha büyük eğeler daha küçük eğelerden daha önce atılmalıdır(Bahia and Buono, 2005). Kırılmadan önceki kullanımların sayısı çok değişkendir ve deneyimli klinisyenlerin elinde ilk kullanım sırasında bile kırılma meydana gelebilir(Arens, Hoen & ark., 2003). Bu nedenle, operatör yeterliliği ve kök kanal anatomisi gibi diğer değişkenlerin, eğe kırılma oranının çok daha önemli belirleyicileri olabileceği görülmektedir(Parashos, Gordon & ark., 2004). Döngüsel yorgunluğa karşı dirençleri azaldığı için eğelerin tekrar kullanılmaması gerektiği sonucuna varmış yazarlar bile kanal içi kırığı olmayan aynı eğe setini kullanarak on klinik vaka hazırlamayı başarmıştır(Gambarini, 2001). Ayrıca, tekrarlayan yükleme işleminin NiTi eğesinin yorulma ömrü üzerindeki etkisine ilişkin daha önceki görüşlerin aksine, daha yeni çalışmalar kalıcı deformasyona neden olmayan hafif burulma önyüklemesinin, gerçekte hem burulma direncini hem de sonraki yükleme sırasında dön-

güsel yorgunluğa karşı direnci artırabileceğini göstermiştir(Cheung, Oh & ark., 2013). Bu etki klinik kullanım sırasında kırılma riskini azaltabilir, ancak sonuç çeşitli ege türleri arasında farklılık gösterebilir(Ha, Kim & ark., 2015). Bu nedenle, tüm kanıtlar göz önüne alındığında, NiTi eğelerin çoklu kullanımı, mekanik açıdan klinik olarak kabul edilebilir olmakla birlikte, güvenli bir kullanım alanı önermek imkansızdır(Parashos, Gordon & ark., 2004). Tüm endodontik eğeler, yıpranma belirtilerini incelemek için yeniden kullanılmadan önce büyütme altında dikkatlice incelenmelidir. Paslanmaz çelik eğelerle ilgili olarak, herhangi bir parlak işaret, yivlerin arasında pürüzlü alanlar, açılmış alanlar, keskin bükülme alanları veya herhangi bir kalıcı bozulma veya korozyon aşırı yorgunluğun göstergesidir ve yaklaşmakta olan kırığa karşı bir uyarıdır. NiTi eğelerinin benzer deformasyonları da onları atmak için bir işaret olarak kabul edilmelidir. Bununla birlikte, NiTi eğelerin orijinal şekilleri daha karmaşık veya asimetric olabilir ve düz alanlarla birleştirilmiş ters yönde yivler, değişken sarmal açılar veya pitler ve merkez dışı enine kesit alanı içerebilirler(Peters, Peters & ark., 2006). Bu özellikler yaklaşmakta olan kırılma belirtileri ile karıştırılmamalıdır. Buna ek olarak, “şekil hafızalı” alaşımdan yapılan eğeler kullanım sırasında orijinal şeklinden biraz uzaklaşabilir. Ters yöne geri sarma görüldüğünde veya ısı işlem sonrası eğenin orijinal şekline dönmemesi durumunda, bu, eğenin atılması için bir işaret olarak düşünülmelidir. Bu nedenle, klinisyen hangi eğenin atılması gerektiğini doğru bir şekilde belirlemek için eğenin orijinal şeklini ve üretici tarafından belirtilen özel kuralları göz önünde bulundurmalıdır. Yine de, NiTi eğeleri, genel olarak gözle görülebilir bir deformasyon olmadan bile kırılabilmektedir(Shen, Haapasalo & ark., 2009). Eğeler ilk kullanımdan önce, üretici tarafından önceden sterilize edilmiş kapalı ambalajlarda teslim alınmadığı sürece her kullanımdan önce temizlenmeli ve sterilize edilmelidir. Paslanmaz çelik eğelerle ilgili olarak, özellikle daha büyük eğeler için otoklav sterilizasyonunu takiben % 5 sodyum hipoklorit (NaOCl) içinde 10 kez bekletildikten sonra burulma direncinde küçük bir azalma bildirilmiştir(Mitchell, James & ark., 1983). Sodyum hipokloritte bekletilmeden 10 ila 40 kez otoklav sterilizasyonu yapılmasından sonra da benzer küçük bir etki bulunmuştur(Hilt, Cunningham & ark., 2000). Ancak her iki durumda da fark klinik olarak anlamlı olmayabilir. Çoklu sterilizasyon döngüleri, korozyon ve defektler de dahil olmak üzere NiTi eğelerde yüzey değişikliklerine neden olabilir ve ayrıca yüzeyleri örten pasif titanyum oksit tabakasındaki değişikliklerden dolayı yüzey pürüzlülüğünü artırabilir. Bununla birlikte, bu yüzey değişiklikleri ege kırığı ile net bir şekilde ilişkilendirilmemiştir (Thierry, Tabrizian & ark., 2000). Hem kuru ısı hem de otoklav sterilizasyonun, çeşitli NiTi eğelerinin döngüsel yorgunluk direnci üzerinde olumsuz bir etkisi görülmemiştir(Zhao, Shen & ark., 2016). Ancak bu hepsi için geçerli değildir. Ayrıca burulma direnci ile ilgili tu-

tarsız sonuçlar da yayınlanmıştır. Bazı eğelerin burulma direnci üzerinde etkisi görülmemişken diğerlerinde düşüş göstermiştir(King, Roberts & ark., 2012). Klinik önemi sorgulanmasına rağmen, sterilizasyonun eğeler üzerinde yararlı etkisi de bildirilmiştir(Mize, Clement & ark., 1998). Belirli eğe türlerinin hem döngüsel yorgunluk direncinin hem de burulma direncinin, sterilizasyonun ardından özellikle de tekrarlanan döngülerden sonra arttığı bulunmuştur(Zhao, Shen & ark., 2016). Bu nedenle kuru ısı veya otoklav sterilizasyonu, bir ısı işlem biçimi olarak işlev görebilir.

Yıkama Solüsyonları ve Kayganlaştırıcı Maddeler

Eğeler kök kanalları içinde kullanılmaları sırasında yıkama solüsyonları ile temas geçebilirler. Öncelikle, kuru bir kök kanalında asla enstrümantasyon yapılmamalıdır. Çünkü aşırı sürtünme, eğenin kırılmasına neden olabilir. Üreticiler, eğeye uygulanan stresi azaltmak için, NiTi eğelerle birlikte jel bazlı kayganlaştırıcıların kullanılmasını tavsiye etmektedir(Anderson, Joyce & ark., 2006). Bu jellerin doğrudan eğenin kesici kısmına veya pulpa odasına uygulanması tavsiye edilmektedir. Deneysel kanıtlar bu jellerin kullanımını desteklememektedir. Eğeyle kök kanal duvarı arasındaki sürtünmeyi azaltmakta başarısız olurlar ve hatta bazı durumlarda sürtünme kuru kök kanalıyla karşılaştırıldığında artabilir(Boessler, Peters & ark., 2007). Sulu solüsyonlar veya distile su bu amaç için çok daha etkilidir ve ayrıca dentin debrislerini, jeller tarafından yapılması muhtemel olmayan bir fonksiyon olan eğelerin yivlerinden de temizleyebilirler(Zehnder, 2006). Buna ek olarak, jel tipi kayganlaştırıcıların çoğu çeşitli şelatörler içerir ve sulu şelatör solüsyonlarına benzer şekilde, sodyum hipoklorit ile güçlü bir şekilde etkileşime girebilir ve serbest klorini çok hızlı bir şekilde tüketebilir(Zehnder, Schmidlin & ark., 2005). Şelatör solüsyonları kayganlaştırıcı olarak sudan yalnızca biraz daha iyi olduğu için, etki esas olarak mekanik lubrikasyonla olabilir(Boessler, Peters & ark., 2007). Yani dentinin kimyasal olarak yumuşaması nedeniyle ortaya çıkmaz. Bu nedenle, enstrümantasyon sırasında kök kanalları ve pulpa odası yıkama solüsyonlarıyla ve tercihen kayganlaştırma sağlamanın yanı sıra bakteri öldürme ve doku kalıntılarını çözme gibi birçok amaca hizmet edebilecek sodyum hipoklorit ile yıkanmalıdır(Zehnder, 2006). Sodyum hipoklorit ve diğer yıkama solüsyonlarının kök kanal eğeleri üzerindeki olası koroziv etkisi ek bir endişe kaynağıdır(Sonntag and Peters, 2007). Enstrümantasyon sırasında sadece eğenin kesme kısmının irriganla temas etmesi muhtemeldir. Paslanmaz çelik eğelerin veya NiTi eğelerinin in vitro ortamda % 5 sodyum hipoklorit veya % 17 EDTA (Etilen diammin tetraasetik asit) çözeltisinde, uzun süreli (1–24 saat) ve kısmi olarak (sadece kesici kısmı) bekletilmesi, tespit edilebilir herhangi bir korozyona neden olmamış ve eğelerin yorgunluk direncini azaltmamıştır(Smith, 2007). Benzer bulgu-

lar, önceden ısıtılmış (50 ° C) % 5 sodyum hipokloritte 5 dakika boyunca kısmi bekletme veya oda sıcaklığında % 2.5'lik bir çözelti içinde tekrarlanan 5 dakikalık bekletme işleminden sonra rapor edilmiştir(Bulem, Kecici & ark., 2013). Buna ek olarak, % 2,5 sodyum hipoklorit ile kullanılan paslanmaz çelik el eğelerinde hiçbir yüzey korozyonu belirtisi bulunamamıştır(Zinelis and Margelos, 2002). Eğelerin kullanım sonrası sterilizasyondan önceki temizlik sırasında sodyum hipoklorit içerisinde bekletilmesinin daha belirgin bir etkiye sahip olduğu görülmektedir. Ancak çalışmalar arasında önemli bir tutarsızlık vardır. Korozyon, NiTi eğelerinin oda sıcaklığında veya önceden ısıtılmış (50 ° C) % 5 NaOCl'de 5 veya 30 dakika bekletilmesinden sonra ortaya çıkmaya başlar ve bekletme süresi artabilir(Peters, Roehlike & ark., 2007). Düşük konsantrasyonlu (% 1) bir solüsyon, NiTi eğelerini aşındırmamış veya 2,5 saatlik bir kümülatif maruziyetten sonra burulma direncini veya döngüsel yorgunluk direncini azaltmamıştır. Ancak bir gece solüsyonda bekletme (18 saat), çeşitli eğe türleri arasında farklılıklar olmasına rağmen net korozyon belirtileri oluşturmaktadır(O'hoy, Messer & ark., 2003). Son olarak, döngüsel yorgunluk testi sırasında eğeleri vücut sıcaklığında (37 ° C), % 5'lik bir sodyum hipoklorit çözeltisinde çok kısa bir süre bekletme sonuçları etkilemiyor gibi görünmektedir(Elnaghy and Elsaka, 2017). Sodyum hipokloritte kısmi ve tamamen bekletme arasındaki temel fark, eğenin sapının da solüsyon içine daldırılıp daldırılmamasıdır. Bazı eğe tiplerinin sapı kesme kısmından farklı bir metalden yapılır ve bir sodyum hipoklorit çözeltisinde iki metalin aynı anda bulunması iyon salınımını etkileyebilir ve korozyon işlemini hızlandırabilecek galvanik reaksiyonlar üretebilir(Smith, 2007). Düşük pH'lı çözeltiler korozyon açısından agresif görünmezken önceden ısıtılmış solüsyonlar (60 ° C) eğelerde sadece küçük bir korozyon bulunsu bile yorgunluk direncini azaltmaktadır(Peters, Roehlike & ark., 2007). Elektrocilalama veya fiziksel buhar depolama ile yapılan yüzey işlemleri, normal tuzlu su ile temas sırasında korozyonu azaltabilir, ancak sodyum hipoklorit varlığında korozyona neden olabilir(Peters, Roehlike & ark., 2007). Bununla birlikte, farklı markalar arasında ve aynı markanın farklı eğeleri arasında korozyon olması durumunda farklılıklar olabileceği unutulmamalıdır(O'hoy, Messer & ark., 2003). Klinik kullanım sırasında sadece korozyondan kaynaklanan doğrulanmış bir eğe kırığı raporu yoktur.

KAYNAKLAR

1. Ahn, S.-Y., H.-C. Kim and E. Kim (2016). Kinematic effects of nickel-titanium instruments with reciprocating or continuous rotation motion: a systematic review of in vitro studies. *Journal of endodontics* 42(7): 1009-1017.
2. Alapati, S. B., W. A. Brantley, T. A. Svec, J. M. Powers and J. C. Mitchell (2003). Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics* 29(10): 667-669.

3. Alapati, S. B., W. A. Brantley, T. A. Svec, J. M. Powers, J. M. Nusstein and G. S. Daehn (2005). SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *Journal of Endodontics* 31(1): 40-43.
4. Alovizi, M., A. Cemenasco, L. Mancini, D. Paolino, N. Scotti, C. Bianchi and D. Pasqualini (2017). Micro-CT evaluation of several glide path techniques and ProTaper Next shaping outcomes in maxillary first molar curved canals. *International endodontic journal* 50(4): 387-397.
5. Anderson, D. N., A. P. Joyce, S. Roberts and R. Runner (2006). A comparative photoelastic stress analysis of internal root stresses between RC Prep and saline when applied to the Profile/GT rotary instrumentation system. *Journal of Endodontics* 32(3): 222-224.
6. Arens, F. C., M. M. Hoen, H. R. Steiman and G. C. Dietz Jr (2003). Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics* 29(10): 664-666.
7. Bahia, M. G. A. and V. T. L. Buono (2005). Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 100(2): 249-255.
8. Biz, M. and J. Figueiredo (2004). Morphometric analysis of shank-to-flute ratio in rotary nickel-titanium files. *International Endodontic Journal* 37(6): 353-358.
9. Boessler, C., O. A. Peters and M. Zehnder (2007). Impact of lubricant parameters on rotary instrument torque and force. *Journal of endodontics* 33(3): 280-283.
10. Bortnick, K. L., H. R. Steiman and A. Ruskin (2001). Comparison of nickel-titanium file distortion using electric and air-driven handpieces. *Journal of endodontics* 27(1): 57-59.
11. Boutsioukis, C. and T. Lambrianidis (2018). Factors affecting intracanal instrument fracture. *Management of Fractured Endodontic Instruments*, Springer: 31-60.
12. Briseño, B., L. Kremers, G. Hamm and C. Nitsch (1993). Comparison by means of a computer-supported device of the enlarging characteristics of two different instruments. *Journal of Endodontics* 19(6): 281-287.
13. Bulem, U. K., A. D. Kecici and H. E. Guldaz (2013). Experimental evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. *Journal of Applied Oral Science* 21(6): 505-510.
14. Cheung, G., Z. Bian, Y. Shen, B. Peng and B. Darvell (2007). Comparison of defects in ProTaper hand-operated and engine-driven instruments after clinical use. *International endodontic journal* 40(3): 169-178.
15. Cheung, G., B. Peng, Z. Bian, Y. Shen and B. Darvell (2005). Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *International Endodontic Journal* 38(11): 802-809.
16. Cheung, G. S.-P., S.-H. Oh, J.-H. Ha, S. K. Kim, S.-H. Park and H.-C. Kim (2013). Effect of torsional loading of nickel-titanium instruments on cyclic fatigue resistance. *Journal of endodontics* 39(12): 1593-1597.
17. Chianello, G., V. L. Specian, L. C. F. Hardt, D. P. Raldi, J. L. Lage-Marques and S. M. Habitante (2008). Surface finishing of unused rotary endodontic instruments: a SEM study. *Brazilian dental journal* 19(2): 109-113.
18. Elnaghy, A. and S. Elsaka (2017). Effect of sodium hypochlorite and saline on cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold and Reciproc reciprocating instruments. *International endodontic journal* 50(10): 991-998.
19. Fidler, A. (2014). Kinematics of 2 reciprocating endodontic motors: the difference between actual and set values. *Journal of Endodontics* 40(7): 990-994.
20. Gambarini, G. (2001). Advantages and disadvantages of new torque-controlled endodontic motors and low-torque NiTi rotary instrumentation. *Australian Endodontic Journal* 27(3): 99-104.
21. Gambarini, G. (2001). Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low-and high-torque endodontic motors. *Journal of Endodontics* 27(12): 772-774.
22. Gambarini, G. (2001). Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *International endodontic journal* 34(5): 386-389.

23. Gambarra-Soares, T., H. P. Lopes, J. C. M. Oliveira, L. C. Souza, V. T. L. Vieira and C. N. Elias (2013). Dynamic or static cyclic fatigue tests: which best determines the lifespan of endodontic files? *Endodontic Practice Today* 7(2).
24. Gutmann, J. and Y. Gao (2012). Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *International endodontic journal* 45(2): 113-128.
25. Ha, J. H., S. K. Kim, G. S. P. Cheung, S. H. Jeong, Y. C. Bae and H. C. Kim (2015). Effect of alloy type on the life-time of torsion-preloaded nickel-titanium endodontic instruments. *Scanning* 37(3): 172-178.
26. Hilt, B. R., C. J. Cunningham, C. Shen and N. Richards (2000). Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *Journal of Endodontics* 26(2): 76-80.
27. Hülsmann, M., O. A. Peters and P. M. Dummer (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic topics* 10(1): 30-76.
28. Inan, U. and N. Gonulol (2009). Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *Journal of endodontics* 35(10): 1396-1399.
29. Iqbal, M. K., M. R. Kohli and J. S. Kim (2006). A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *Journal of endodontics* 32(11): 1048-1052.
30. Kaval, M. E., I. D. Capar and H. Ertas (2016). Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloy properties. *Journal of Endodontics* 42(12): 1840-1843.
31. King, J., H. Roberts, B. E. Bergeron and M. Mayerchak (2012). The effect of autoclaving on torsional moment of two nickel-titanium endodontic files. *International endodontic journal* 45(2): 156-161.
32. Lopes, H. P., M. V. Vieira, C. N. Elias, J. F. Siqueira Jr, L. S. Gonçalves and T. Vieira (2013). Location of the canal curvature and its influence on the resistance to fatigue fracture of two rotary nickel-titanium endodontic instruments. *ENDO (Lond Engl)* 7(1): 53-58.
33. Martin, B., G. Zelada, P. Varela, J. Bahillo, F. Magán, S. Ahn and C. Rodríguez (2003). Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal* 36(4): 262-266.
34. McSpadden, J. T. (2007). Mastering endodontic instrumentation. *Chattanooga, TN: Cloudland Institute*: 51-52.
35. Mitchell, B. F., G. A. James and R. C. Nelson (1983). The effect of autoclave sterilization on endodontic files. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 55(2): 204-207.
36. Mize, S. B., D. J. Clement, J. P. Pruett and D. L. Carnes Jr (1998). Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics* 24(12): 843-847.
37. Moore, B., K. Verdelis, A. Kishen, T. Dao and S. Friedman (2016). Impacts of contracted endodontic cavities on instrumentation efficacy and biomechanical responses in maxillary molars. *Journal of endodontics* 42(12): 1779-1783.
38. O'hoy, P., H. Messer and J. Palamara (2003). The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *International endodontic journal* 36(11): 724-732.
39. Parashos, P., I. Gordon and H. H. Messer (2004). Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *Journal of endodontics* 30(10): 722-725.
40. Patiño, P. V., B. M. Biedma, C. R. Liébana, G. Cantatore and J. G. Bahillo (2005). The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *Journal of Endodontics* 31(2): 114-116.
41. Peters, O. A. (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of endodontics* 30(8): 559-567.
42. Peters, O. A. (2008). Accessing root canal systems: knowledge base and clinical techniques. *Endodontic Practice Today* 2(2).

43. Peters, O. A. and F. Paqué (2010). Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: a review. *Quintessence International* 41(6).
44. Peters, O. A., C. I. Peters and B. Basrani (2006). Cleaning and shaping of the root canal system. *Pathways of the Pulp* 9: 290-357.
45. Peters, O. A., C. I. Peters, K. Schonenberger and F. Barbakow (2003). ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *International endodontic journal* 36(2): 93-99.
46. Peters, O. A., J. O. Roehlike and M. A. Baumann (2007). Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics* 33(5): 589-593.
47. Plotino, G., N. M. Grande, E. Sorci, V. Malagnino and F. Somma (2006). A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *International Endodontic Journal* 39(9): 716-723.
48. Praisarnti, C., J. W. Chang and G. S. Cheung (2010). Electropolishing enhances the resistance of nickel-titanium rotary files to corrosion-fatigue failure in hypochlorite. *Journal of endodontics* 36(8): 1354-1357.
49. Pruett, J. P., D. J. Clement and D. L. Carnes Jr (1997). Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of endodontics* 23(2): 77-85.
50. Roda, R. S. (2006). Nonsurgical retreatment. *Pathways of the Pulp*: 944-1010.
51. Rodrigues, E., G. De-Deus, E. Souza and E. J. N. L. Silva (2016). Safe mechanical preparation with reciprocation movement without glide path creation: result from a pool of 673 root canals. *Brazilian Dental Journal* 27(1): 22-27.
52. Roland, D. D., W. E. Andelin, D. F. Browning, G.-H. R. Hsu and M. Torabinejad (2002). The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* 28(7): 543-545.
53. Saber, S. E.-D. M. (2008). Factors influencing the fracture of rotary nickel titanium instruments. *Endodontic Practice Today* 2(4).
54. Shen, Y., M. Haapasalo, G. S.-p. Cheung and B. Peng (2009). Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 1: Relationship between observed imperfections and factors leading to such defects in a cohort study. *Journal of endodontics* 35(1): 129-132.
55. Shen, Y., H.-m. Zhou, Z. Wang, L. Campbell, Y.-f. Zheng and M. Haapasalo (2013). Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics* 39(7): 919-923.
56. Shen, Y., H.-m. Zhou, Y.-f. Zheng, B. Peng and M. Haapasalo (2013). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of endodontics* 39(2): 163-172.
57. Smith, M. S. (2007). Sodium Hypochlorite's Effect on Nickel-titanium Rotary Instruments and Its Effect on Resistance to Fracture.
58. Sonntag, D. and O. A. Peters (2007). Effect of prion decontamination protocols on nickel-titanium rotary surfaces. *Journal of endodontics* 33(4): 442-446.
59. Thierry, B., M. Tabrizian, O. Savadogo and L. H. Yahia (2000). Effects of sterilization processes on NiTi alloy: surface characterization. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 49(1): 88-98.
60. Ullmann, C. J. and O. A. Peters (2005). Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* 31(3): 183-186.
61. Wang, N.-N., J.-Y. Ge, S.-J. Xie, G. Chen and M. Zhu (2014). Analysis of Mtwo rotary instrument separation during endodontic therapy: a retrospective clinical study. *Cell biochemistry and biophysics* 70(2): 1091-1095.
62. Xu, X., M. Eng, Y. Zheng and D. Eng (2006). Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *Journal of Endodontics* 32(4): 372-375.

63. Yared, G., F. Bou Dagher, P. Machtou and G. Kulkarni (2002). Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *International endodontic journal* 35(1): 7-12.
64. Zehnder, M. (2006). Root canal irrigants. *Journal of endodontics* 32(5): 389-398.
65. Zehnder, M., P. Schmidlin, B. Sener and T. Waltimo (2005). Chelation in root canal therapy reconsidered. *Journal of Endodontics* 31(11): 817-820.
66. Zhao, D., Y. Shen, B. Peng and M. Haapasalo (2016). Effect of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of thermally treated Nickel-Titanium instruments. *International Endodontic Journal* 49(10): 990-995.
67. Zinelis, S. and J. Margelos (2002). Failure mechanism of Hedstroem endodontic files in vivo. *Journal of endodontics* 28(6): 471-473.

Bölüm 8

PULPA TAŞLARININ ETYOLOJİSİ, SİSTEMİK VE GENETİK HASTALIKLAR İLE İLİŞKİSİ

Esra ÖZ¹
İsmail DENİZ²

GİRİŞ

Pulpa dokusu; dentin tarafından çevrelenmiş, özelleşmiş bir bağ dokusudur. Yaşam boyu, sürekli olarak morfolojik, biyolojik, fizyolojik ve patolojik değişikliklere uğrar. Yaşlanma ve pulpa dokusunun atrofisi sonrasında, odontoblast ve fibroblastların apoptozisi ile pulpa odasında hidroksiapatit kristalleri birikmeye başlar, pulpa odasının boyutu azalır. Sement depozisyonunun da eşlik etmesiyle birlikte, apikal foramende daralmalar gözlenir. Sinir liflerinin çapında ve sayısında azalmalar gerçekleşir. Pulpanın kendi kendini tamir etmeye başlamasıyla birlikte, pulpada kalsifiye yapılar oluşmaya başlar.⁽¹⁾

Pulpa taşları, süt, sürekli ve hatta sürmemiş dişlerde görülebilir, tek bir dişte olabildiği gibi tüm dişleri de etkileyebilir.^(2,3) Pulpa taşlarının, belirgin bir şekli olmamakla birlikte, radyografik olarak genellikle oval veya yuvarlak şekilde izlenebilirler.^(4,5) Boyutu, gözle görülemeyecek kadar küçük olabileceği gibi, tüm pulpa odasını kaplayabilecek kadar da olabilir.⁽⁴⁻⁷⁾

Pulpa taşlarının oluşmasındaki etiyolojik faktörlerin, pulpa taşı ile ilişkili sistemik ve genetik hastalıkların bilinmesi, erken teşhis ve etkin tedavi yöntemlerinin uygulanmasında hekimler açısından oldukça önem arz etmektedir. Bu bölümde, pulpa taşlarının etyolojisi, sistemik (kalp damar hastalıkları, diabetes mellitus, böbrek hastalıkları) ve genetik hastalıklar ile olan ilişkileri açıklanmıştır.

ETYOLOJİSİ

Pulpa taşlarının etyolojisi tam olarak bilinmemekle birlikte,^(2,5,6,7) oluşumunu etkilediği düşünülen birçok faktör literatürde rapor edilmiştir.^(2-4,7-9) Bunlar;

- Yaş^(2,10)
- Pulpa dejenerasyonu⁽¹¹⁾

¹ Dr. Öğr. Üyesi Esra Öz, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti AD., esrakaraagac@sdu.edu.tr

² Arş. Gör. Dt. İsmail Deniz, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti AD., isso2515@hotmail.com.

- Epitel ve pulpa dokusu arasındaki indüktif etkileşimler ⁽¹²⁾
- Pulpadaki dolaşım bozuklukları ⁽¹³⁾
- İdiyopatik faktörler ⁽¹⁴⁾
- Genetik yatkınlıklar ⁽²⁾
- Uzun süreli iritanlar (çürükler, derin çürükler, kronik inflamasyon ve abrazyon) ⁽¹⁵⁾
- Ortodontik diş hareketleri ⁽¹³⁾
- Travmatik oklüzyon ⁽⁹⁾
- Travma ⁽¹⁶⁾
- Periodontal hastalıklar ⁽²⁾
- Operatif uygulamalar ⁽²⁾
- Düşük kuvvetli uyaranlar ⁽⁹⁾
- Pulpa dokusundaki epitelyal kalıntılar ⁽¹¹⁾
- Florür takviyesi ⁽¹⁷⁾ olarak belirtilmiştir.

Yaş, pulpa taşlarının oluşumunu etkileyen en önemli faktörlerden biri olarak gösterilmiştir. ^(2,10) Yaşlanma ile birlikte, dişlerin hem sert hem de yumuşak dokularında değişiklikler meydana gelebildiği, pulpaya histolojik olarak fibrotik bir görünüm kazandıran vasküler ve nöral kılıfların, mukopolisakaritlerin sayılarında artışa neden olduğu belirtilmiştir. ^(17,18) Irreversible (geri dönüşümsüz) pulpitiste, yaşa bağlı değişiklikler incelendiğinde, yaşlı pulpa dokusunun kalsifikasyon olaylarını tetikleyebilecek yüksek konsantrasyonlarda alkalın fosfataz ortaya çıkardığı sonucuna varılmıştır. ⁽¹⁹⁾ Pulpada, yaşın artmasıyla birlikte yağ birikintilerinin oluştuğu ve bu birikintilerde kalsifikasyonların gerçekleştiği belirtilmesine karşın, bu durumun doku yapımından kaynaklanabileceği de düşünülmüştür. ⁽²⁰⁾ Genç dişlerde ve diş germelerinde dahi pulpa taşlarının gözlenmesi, pulpa taşlarının oluşumunda yaşın tek etiyolojik faktör olmadığını göstermiştir. ⁽⁹⁾

Pulpa taşlarının, genellikle pulpanın irritasyonundan kaynaklanan progressif değişikliklerden köken aldığı ve diş çürüklerinin de bu faktörlerden biri olduğu gösterilmiştir. Çürük varlığında, pulpa dokusundaki mikroorganizmaların patolojik irritasyonunun, damar duvarında hasara sebep olması, bunun sonucunda kalsiyum tuzlarının birikmesiyle birlikte pulpa taşlarının oluştuğu belirtilmiştir. ⁽²¹⁾ Restorasyon ve diş çürükleri gibi kronik irritasyonların yanı sıra, parafonksiyonel alışkanlıkların da, pulpa taşı oluşumuna zemin hazırlayan faktörler arasında olduğu ileri sürülmüştür. ⁽³⁾

Pulpa taşı oluşumunun, epitelyal kök kılıfın kalıntılarının pulpa içerisine dahil olmasından kaynaklandığı teorisi de araştırmacılar tarafından ortaya atılmıştır. Bu kalıntıların, pulpa hücrelerini, pulpa taşı adı verilen yapıları oluşturan odontoblastlara farklılaşmaya teşvik ettiği belirtilmiştir. ⁽²²⁾

Kavite preparasyonu sırasında, dişlerde oluşabilecek travmanın ve restoratif uygulamaların, pulpa taşı oluşumuna yol açabilen kapiller tromboza ve/veya vasküler duvar hasarına neden olabildiği de bildirilmiştir.⁽¹⁷⁾ Buna karşın, pulpa taşlarının oluşumu ile kalan dentin kalınlığı, kavite preparasyonunun hazırlanma süresi, operatif uygulamaların travmatik potansiyeli arasında önemli ilişki olmadığını belirten araştırmacılar da vardır.⁽²³⁾

Travma, mineralizasyonu hızlandırarak vasküler doku hasarının meydana gelmesine, mineralizasyona ve ilerleyen dönemlerde de pulpa taşlarının oluşmasına neden olabilmektedir. Pulpa kalsifikasyonları, travmatik yaralanmalardan sonra iyileşme süreciyle ilişkili yaygın görülen bir bulgu olup, süt dişlenmede travmanın bir sekeli olarak da ortaya çıkabilmektedir. Radyografik teknikler aracılığıyla, süt dişlerinde teşhis edilen pulpa kalsifikasyonun prevalansı %6.1 ile %35.9 arasında değişen oranlarda kaydedilmiştir. Tekrarlayan travmatik yaralanmaların olduğu durumlarda ise, pulpada kalsifikasyon görülme olasılığının tekli travmaya göre iki katına çıkabildiği bildirilmiştir.⁽²⁴⁾

Periodontal hastalıkların, pulpanın kan akışını ve beslenmesini engelleyerek hücresel yapılarda azalmaya, pulpal fibrozise ve pulpa kalsifikasyonlarında artışa neden olduğu belirtilmiştir.⁽²⁵⁾ Yapılan histolojik ve radyografik çalışmalar da, pulpa kalsifikasyonlarının varlığı ile periodontal hastalıklar arasında yakın ilişki olduğunu göstermiştir.^(26,27) Bains ve ark.ları yaptıkları çalışmada, pulpa taşı olan dişlerin %16.41'inde periodontal patoloji olduğunu tespit etmişlerdir.⁽¹⁷⁾

Pulpa kalsifikasyonları ile flor profilaksisi arasında da ilişki gözlenmiştir. Doğumdan sonra sürekli flor takviyesi alan ve almayan çocukların çürüksüz süt azı dişlerinin ışık mikroskobu altında incelendiği bir çalışmada, flor desteği alan çocukların dişlerinin dentin duvarında, özellikle de pulpa tabanında gelişen, dejenerenere olan pulpa dokusunun yer değiştirerek pulpa boşluğuna doğru yayılan fibrodentin benzeri sert dokudan oluşan kalsifikasyon odakları olduğu belirlenmiştir. Buna karşın, tedavi edilmeyen çocukların dişlerinde, bu tür sert doku oluşumları gözlemlenmemiştir.⁽²⁸⁾

Literatürde, kalsiyumdan zengin diyet alışkanlıklarının, pulpa taşlarının oluşmasında etkili olabileceği belirtilmiştir.⁽²⁹⁾ Son dönemlerde, başka bir teori de, havadaki kalsifiye nanopartiküllerin (nanobakteriler) ve/veya bakteriyel toksinlerin pulpa taşlarının oluşumu için etiyolojik faktör olabileceğini göstermiştir.⁽³⁰⁾

Ortodontik diş hareketi ile oluşan kuvvetler, pulpal kan akımını değiştirerek pulpa komplikasyonlarına neden olabildiği için, pulpa üzerindeki etkilerinin bilinmesi oldukça önemlidir. Bu kuvvetler, periodontal ligamentte damarların genişlemesi ve lökositlerin kılcal damarlardan göç etmesi ile ortaya çıkan akut

inflamatuar yanıtı uyandırmaktadırlar. Ortodontik tedaviler; hiperemi, sekonder dentin oluşumuna bağlı pulpa obliterasyonu, internal kök rezorpsiyonu, hemoraji, pulpa nekrozu ve kist oluşumu gibi çeşitli pulpal reaksiyonlar ile ilişkilendirilmiştir.⁽³¹⁾

Ortodontik kuvvetlerin pulpada vasküler değişikliklere ve odontoblastik tabakanın dejenerasyonuna neden olup, pulpa taşlarının oluşmasında artışa yol açtığı yapılan çalışmalarda da gösterilmiştir.⁽³²⁻³⁵⁾ Ortodontik kuvvetlerin, pulpanın mineralizasyon metabolizmasında etkili olan kalsitonin geni ile ilgili peptid ve alkaline fosfataz gibi çeşitli sitokinlerin salgılanmasını arttırdığı bildirilmiştir.⁽³⁵⁾ Buna karşın, dişlere uygulanan ekstrüviz kuvvetlerin pulpa dokusunda önemli patolojik değişikliklere neden olmadığı da belirtilmiştir.⁽³⁶⁾

Yapılan bir çalışmada, herhangi bir sistemik hastalığı olmayan, çekimsiz ortodontik tedavi süresi en az 1.5 yıl süren 100 hastada, tedavi öncesi ve sonrası aldıkları panoramik radyografiler aracılığıyla, birinci ve ikinci küçük azı dişlerinde pulpa taşı görülme sıklığı değerlendirilmiştir. Değerlendirmeye alınan 500 dişin, %76'sında tedavi öncesinde pulpa taşı gözlemlenirken, tedavi sonrasında bu oran, %82 olarak kaydedilmiştir. Pulpa taşı görülme sıklığında artış olmasına rağmen, bunun anlamlı bir farklılık oluşturmadığı belirtilmiştir.⁽³⁴⁾

Korkmaz ve ark.ları, ortalama tedavi süreleri 24.5 ± 3.1 ay olan, yaşları 12 ile 32 arasında değişen, herhangi bir sistemik ve genetik hastalığı olmayan 504 hastanın (ortalama yaş 17.7 ± 2.9) ortodontik tedavi öncesi (T0) ve sonrası (T1) panoramik radyografilerini pulpa taşı görülme sıklığı bakımından retrospektif olarak değerlendirmişlerdir. Tedavi öncesi hastaların %7.1'inde pulpa taşı belirlerken, tedavi sonrası hastaların %31.7'sinde pulpa taşı olduğunu kaydetmişlerdir. Hastalarda pulpa taşı görülen diş sayısının tedaviden sonra önemli ölçüde arttığını, ancak bu durumun cinsiyet bakımından farklılık yaratmadığını ortaya koymuşlardır. Değerlendirmede, incelenen dişler göz önüne alındığında ise, ortodontik tedavi sonrası, pulpa taşı oluşumundaki artışın, en fazla büyük azı dişlerinde olduğunu bildirmişlerdir.⁽³¹⁾

Jena ve ark.ları, yaşları 14 ile 26 arasında olan 200 hastanın 3,200 dişini, çekimsiz ortodontik tedavi öncesi değerlendirdikleri panoramik radyograflarında, pulpa taşı görülme sıklığını %11.5 olarak tespit etmişlerdir. Ortalama 15.23 ± 1.4 ay olan ortodontik tedavi süresi sonrasında, hastaların %15.5'inde pulpa taşı olduğunu gözlemlemişler, %4 artışın istatistiksel olarak önemli olduğunu rapor etmişlerdir. Ortodontik tedavi sonrası pulpa taşı görülme sıklığı bakımından en fazla artışın, 20-22 yaş grubunda olduğunu da bildirmişlerdir.⁽³²⁾

Pulpa taşlarının, bazı sistemik ve genetik hastalıklar ile ilişkili olabileceği belirtilmiştir. Bunlar;

- Tümöral Kalsinozis ⁽³⁷⁾
- Kardiyovasküler Hastalıklar ⁽³⁷⁾
- Böbrek Hastalıkları ⁽⁶⁾
- Anemi ⁽⁶⁾
- Arterioskleroz ⁽⁶⁾
- Metabolik Bozukluklar ⁽⁶⁾
- Transplantasyon ⁽³⁸⁾
- Saethre-Chotzen Sendromu ⁽³⁹⁾
- Williams (Elfin facies) Sendromu ⁽³⁹⁾
- Ailesel Ekspansil Osteoliz ⁽³⁹⁾
- Ehlers-Danlos Sendromu Tip I ⁽³⁹⁾
- Osteogenezis imperfekta Tip I ⁽³⁹⁾
- Dentinogenezis İmperfekta ⁽⁶⁾
- Otodental Sendrom ^(39,40)
- Marfan Sendromu ⁽¹⁷⁾
- Akromegali ⁽⁶⁾
- Vander Woude Sendromu ⁽⁴¹⁾
- Ellis-van Creveld Sendromu ⁽⁶⁾ olarak gösterilmiştir.

SİSTEMİK HASTALIKLAR İLE İLİŞKİSİ

Bireylerde sistemik hastalıkların olması; virülan bakteri türlerinin artışına yol açarak, ağız mikrobiyal florasındaki uyumlu dengeyi değiştirip, ortamı inflamatuvar olaylara karşı daha elverişli hale dönüştürebilmektedir. Artan proinflamatuvar sitokin seviyeleriyle birlikte, ortaya çıkan periodontal hastalıklar da altta yatan sistemik hastalıkları harekete geçirebilmektedir.⁽⁴²⁾

Halen tartışma konusu olmasına karşın, pulpa dokusunda rastlantısal olarak tespit edilen pulpa taşlarının, altta yatan ciddi bir hastalık veya durumun teşhisinde önemli rol oynadığı ve sistemik hastalıklar için önemli bir tanısal belirteç görevi görebildiği gösterilmiştir.⁽⁴³⁾ Birçok çalışmada da, pulpa taşları ile koroner arter hastalığı, diabetes mellitus (şeker hastalığı), gut, migren, hipersementoz, paget hastalığı, böbrek ve otoimmün hastalıklar gibi birçok lokal ve sistemik hastalıklar arasındaki ilişkiler incelenmiştir. Böbrek, eklem, diş gibi vücudun çeşitli bölge-lerinde ve aterosklerotik plakta görülen kalsifikasyonların, öncelikle kalsiyum fosfat kristallerinden oluştuğuna inanılmakta olup, bu kristallerin akut immünolojik reaksiyonu hızlandırdığı, iskemik kalp hastalığının en önemli nedenini oluşturduğu belirtilmiştir.⁽⁴⁴⁾ Arteriosklerotik plakların yeni bir bileşenini oluşturan osteopontinin de, plak kalsifikasyonunda önemli bir rolü olduğu bildirilmiştir.⁽⁴⁵⁾

Bireylerde pulpa taşı tespit edilmesinin, sistemik hastalığın diagnostik bir

göstergesi olabileceği açıklanırken,⁽⁴⁶⁾ bazı araştırmacılar, sistemik hastalıklarda görülen biyomekanik ve fizyolojik değişikliklerin, dentin ve pulpanın yapılarını değiştirmediklerini, dolayısıyla, pulpa kalsifikasyonları ile vücudun diğer bölgele-
rindeki kalsifikasyonlar arasında bir ilişki olmadığını belirtmişlerdir.^(2,47)

KALP DAMAR HASTALIKLARI İLE İLİŞKİSİ

Koroner arter hastalığı (KAH), kalbe giden kan akımında azalmaya neden olan koroner arterlerin ateroskleroza sonucunda ortaya çıkmaktadır. Arterioskleroz, anjina pectoris, miyokard enfarktüsü ve periferik arter hastalıkları gibi serebrovasküler hastalıkları içeren iskemik kalp hastalıklarının en yaygın sebebinin oluşturmaktadır.

Kalsifiye nanopartiküller olarak adlandırılan nanobakterilerin, kalsifiye dokulara benzer hücresel yapılar üzerinde apatit ürettiği, hem pulpa taşlarının hem de KAH'da görülen ateromatöz plakların oluşmalarında önemli bir faktör olabileceği belirtilmiştir.^(30,44,48) Kalsifiye plaklar ile pulpa kalsifikasyonunun benzer patogeneze sahip olduğu, pulpa taşlarının oluşumu ile ateromatöz plaklar arasında ilişki olduğu yapılan çalışmalarda da gösterilmiş, KAH olan bireylerde, daha yüksek oranlarda pulpa kalsifikasyonları kaydedilmiştir.^(7,49,50)

Pulpa taşı, kardiyovasküler hastalığın (KVH) erken aşamasında tespit edilen risk faktörü olarak kabul edilmiştir.⁽⁴⁵⁾ Kardiyovasküler hastalığı olan hastalardan ekstirpe edilen pulpa dokularının lümenlerinin daralmış olduğu belirlenmiş,⁽¹⁸⁾ pulpa taşının, KVH ile ilişkili olabileceği rapor edilmiştir.^(17,44,45,51) Rutin dental radyografilerin, KVH'ların erken teşhisi için hızlı bir tarama yöntemi olarak faydalı olabileceği de belirtilmiştir.^(3,52)

Sistemik hastalığa sahip pulpa taşı gözlenen hastalarda, en yaygın hastalığın kardiyovasküler hastalıklar olduğu belirlenmiştir.⁽⁷⁾ Yapılan çalışmalarda, kardiyovasküler hastalığı olan bireylerde pulpa taşı görülme sıklığı %32.87 ile 74 arasında değişen değerlerde rapor edilmiştir.⁽⁴⁹⁻⁵¹⁾ KVH olan hastaların, sağlıklı bireylere göre 2.94 kat daha yüksek pulpa taşı riskine sahip olduğu bildirilmiştir.⁽⁵¹⁾ Sener ve ark.ları, pulpa taşı gözlemledikleri hastaların %12'sinde KVH olduğunu tespit ederken, radyografik olarak pulpa kalsifikasyonlarının varlığının KVH hastalığının güvenilir bir göstergesi olmadığını belirtmişlerdir.⁽³⁾ Araştırmacılar, iskemik kalp hastalığı olan hastalarda %67.3-74 değerleri arasında pulpa taşı gözlemlemişler, pulpa taşı varlığında, diş hekimlerinin, hastaları konsültasyon için kardiyologlara yönlendirmelerinin önemini vurgulamışlardır.^(45,50)

Son yıllarda yapılan çalışmalarda, pulpa taşı varlığı ile hipertansiyon arasındaki ilişkiler değerlendirilmiştir.^(53,54) Narang ve ark.ları, hipertansiyonu olan 100

hastanın %68'inde pulpa taşı olduğunu tespit ettikleri çalışmanın sonucunda, hipertansiyon ile pulpa taşı arasında ilişki olduğunu gözlemlemiştirler.⁽⁵³⁾ Bunun aksine, başka bir çalışmada, hipertansiyon pulpa taşı için önemsiz bir risk faktörü olarak gösterilmiştir.⁽⁵⁴⁾

DIABETES MELLİTUS (ŞEKER HASTALIĞI) İLE İLİŞKİSİ

Diabetes mellitus, aorttan en küçük kılcal damar ve venüllere kadar her boyuttaki kan damarlarının, karbonhidrat ve lipid metabolizmasının etkilendiği kronik metabolik bir hastalıktır. Bu hastalarda, glisemik seviyelerde artışa neden olan insülin hormonunun salgılanması veya fonksiyonu bozulur. Hastaların kan damarları, kan damarlarının lümeninde ateromatöz plakların birikmesiyle hasar görebilir. Hasar gören damar sistemi, pulpanın doku beslenmesini ve onarımını etkileyip, anaerobik gelişim için mikroaerofilik bir ortam oluşturarak pulpa nekrozu riskinde artışa neden olabilir. Pulpanın merkezinde vasküler değişiklikler daha belirgin olup, kan damarları özellikle de kılcal damarlar lökotaktik yanıtı bozan kalınlaşmış bir bazal membran geliştirirler.⁽⁵⁵⁾

Diabetes mellitus hastalarında; obliteratif endarterit görülme olasılığının yüksek, gelişimini tamamlamış dişlerde kan dolaşımının düşük ve inflamatuvar yanıtın artmasından dolayı, pulpa dokusunun yaşlanmasına da bağlı, pulpa kalsifikasyonlarının görülme sıklığının artabileceği, görülen kalsifikasyonların da genellikle orak şekilde olduğu belirtilmiştir.^(7,56) Bu hastaların, sağlıklı bireylere göre pulpa taşı görülme sıklığı bakımından 1.18 kat daha yüksek riske sahip olduğu da rapor edilmiştir.⁽⁵¹⁾ Literatürde, diabetes mellitus ile pulpa taşı varlığı arasında ilişki olduğunu gösteren çalışmalar da mevcuttur.⁽⁵⁷⁻⁵⁹⁾ Ancak, yapılan histopatolojik çalışmada, pulpada amorf kalsifiye odaklar tespit edilmesine rağmen, vasküler değişiklikler gözlemlenmemiştir.⁽⁶⁰⁾

İlgü ve ark.ları, ağız içi periapikal radyografiler kullanarak, Tip 1 diabeti olan ve olmayan hastalar arasında pulpa taşlarının varlığını araştırdıkları çalışmanın sonucunda, diabet hastalarının üst birinci büyük azı dişlerinin, diabetik olmayanlara göre daha fazla pulpa taşına sahip olduğunu tespit etmişlerdir.⁽⁶¹⁾ Suudi Arabistan'da yapılan diğer bir çalışmada ise, >50 yaş diabet hastalarının, daha genç ve orta yaşlı hastalara kıyasla daha yüksek pulpa taşı prevalansına sahip olduğu rapor edilmiştir.⁽⁵¹⁾

BÖBREK HASTALIKLARI İLE İLİŞKİSİ

Böbrek taşı (böbrek litiazisi, nefrolitiazis), toplumda nispeten yaygın görülen, oluşumu genellikle çevresel (diyet alışkanlıklarındaki ve iklimdeki değişiklikler

vb.) ve genetik faktörlerden kaynaklanan hastalıklardandır. Böbrek taşı varlığının, genellikle Tip 2 diabetes, obezite, dislipidemi, hipertansiyon, kronik böbrek hastalıkları ve kardiyovasküler hastalıklar ile ilişkili olduğu açıklanmıştır.⁽⁵⁰⁾

Yapılan histolojik ve radyografik çalışmalarda, hastalarda böbrek taşlarının görülmesi ile pulpa taşlarının varlığı arasında ilişki olduğu bildirilmiştir.^(43,59,62) Bains ve ark.ları, yaşları 18-67 arasında değişen hastalarda yaptıkları radyolojik çalışmada, böbrek taşı olan hastaların %16.66'sında pulpa taşı olduğunu rapor etmişlerdir.⁽¹⁷⁾ Pulpa taşı oluşumunun, böbrek taşlarının oluşmasını uyardığı ve pulpa taşı olan hastalarda, böbrek taşı da olma olasılığının neredeyse iki kat daha fazla olduğu belirtilmiştir.⁽⁴³⁾ Üç veya daha fazla dışında pulpa taşı olan hastaların, böbrek taşına sahip olma olasılığı 5.78 kat daha fazla olurken, 1-2 dışında pulpa taşı olan hastalar ile pulpa taşı olmayanlar arasında bu olasılığın önemli ölçüde farklılık yaratmadığı da gösterilmiştir.⁽⁶³⁾ Bunun aksine, önemli bir ilişki olmadığını rapor eden çalışmalar da literatürde mevcuttur.⁽⁶⁴⁻⁶⁶⁾ Stafne ve Szabo da, pulpa taşlarının böbrek taşı ve safra taşı oluşumundan doğrudan sorumlu olmadığını öne sürmüşlerdir.⁽⁶⁷⁾

İmmünohistokimyasal çalışmalarda, Tip I kollajenin pulpa taşları boyunca eşit olarak yerleştiği, pulpa taşlarının periferik bölgesinde kalsifikasyonda temel rol oynayan osteopontin bulunduğu ve böbrek kalsifikasyonlarında benzer bir osteopontin oluşumu olduğu belirlenmiştir.⁽⁶⁸⁾ Aleksova ve ark.ları, böbrek kalsifikasyonu olan hastalara ait çekilmiş dişlerden ekstirpe ettikleri pulpa dokularını (radyografik pulpa taşları olmadan) değerlendirdikleri histopatolojik incelemede, tüm dişlerin pulpalarında kalsifiye alanlara rastlamışlardır.⁽⁶²⁾

Sıklıkla böbrek transplantasyonu geçiren son dönem böbrek hastalığı (end-stage renal disease-ESRD) olan bireylerde, sekonder hiperparatiroidizm gözlenmesi nedeniyle, iskeletsel değişiklikler görülebilmektedir. Çenelerin kortikal ve spongios kemiklerinde meydana gelen morfolojik değişiklikler, dişlerde lamina dura kaybına ve demineralizasyona neden olmaktadır. Bu hastalarda, yüksek miktarda glukokortikosteroid kullanımına bağlı pulpa odalarının daralması ve pulpa kalsifikasyonları olduğu da bildirilmiştir.⁽⁶⁹⁾ Kansu ve ark.ları da, hastalarda böbrek yetmezliği olması ile pulpa taşlarının görülmesi arasında ilişki tespit etmişlerdir.

(52)

GENETİK HASTALIKLAR İLE İLİŞKİSİ

Pulpa taşlarının oluşmasında, genetik yatkınlığın da etkili olabileceği görüşü araştırmacılar tarafından kabul edilip, pulpa taşı varlığı birçok genetik hastalık ile ilişkilendirilmiştir.⁽¹⁶⁾

Dentin displazisi ve dentinogenezis imperfekta gibi dentinin genetik bozukluklarının görüldüğü hastaların tüm dişlerinde, generalize pulpa taşları gözlenmiştir.⁽⁷⁰⁾ Dentin displazisi Tip II'de, pulpa taşları tipik olarak pulpa odası içerisinde bulunurken, Dentin displazisi Tip I'de kök içerisinde konumlanmıştır.⁽⁷¹⁾ Ehlers-Danlos sendromu olan hastalarda, pulpa taşları tespit edilmiş, bu sendromda, pulpa taşlarının yavaş yavaş büyüdüğü ve sonuçta tüm pulpa odasını kaplayabildiği bildirilmiştir.⁽⁷²⁾ Otozomal dominant kalıtmı bir bağ dokusu bozukluğu olan Marfan sendromu olan bireylerde, pulpa kalsifikasyonları gözlemlenirken, bu çalışmalarda, çalışma gruplarındaki yaş dağılımındaki farklılıkların (sırasıyla ortalama yaşlar 26 ve 38 yaş), görülme sıklığı oranlarında (sırasıyla %21.7 ve %71.4) farklılıkların oluşmasına neden olduğu belirtilmiştir.^(8,72) Genetik ve otozomal dominant kalıtmı yarı dudak-damak ile birliktelik gösteren Van der Woude sendromundan etkilenen dört kuşak Taylandlı bir ailenin karakteristik özelliklerinin rapor edildiği çalışmada, ailedeki iki bireyde pulpa taşı tespit edilmiştir.⁽⁴¹⁾

Generalize pulpa taşları, çeşitli koşullara sahip bireylerin diş yapılarında bulunabilmektedir. Generalize pulpa taşlarının gözlenmesi nadir bir durum olup, genellikle sistemik veya genetik dentin bozuklukları ile ilişkilendirilmiştir. Bunlar arasında; Tümörall Kalsinozis, Dentin Displazisi Tip II, Williams (Elfin Facies) Sendromu, Ailesel Ekspansil Osteoliz, Elhers-Danlos Tip I Sendromu, Osteogenezis İmperfekta Tip I ve Otodental Sendrom gösterilmiştir. Tüm dentisyonu etkileyen generalize pulpa taşı varlığında, başarılı bir tedavi için radyografik tanı ve multidisipliner bir yaklaşım büyük önem taşımaktadır.⁽⁶⁾

Generalize pulpa taşlarının gözleendiği, ancak etyolojisinin bilinmediği vakalar da literatürde rapor edilmiştir.^(29,71,73) Donta ve ark.ları, tüm daimi dişlerinin pulpa odasında generalize pulpa taşlarını radyografik olarak tespit ettikleri ve altı yıllık süre boyunca takip ettikleri zihinsel engelli bir hastayı sunmuşlardır. Pulpa taşlarının çoğunlukla genetik dentin bozuklukları ile ilişkili olabileceğini, dolayısıyla bu hastaların genetik değerlendirme için yönlendirilmesinin gerekli olduğunu savunmuşlardır.⁽⁷¹⁾ Literatürde rapor edilen etyolojisinin bilinmediği vakalar arasında, 15 ve 14 yaşlarında olan hastaların tüm dişlerinin koronal pulpalarında ve hatta sürmemiş dişlerinde pulpa taşlarının olduğu görülmüştür.^(14,74)

SONUÇ

Pulpa taşı oluşumunda, sistemik ve genetik hastalıkların da etkili olabileceği düşünüldüğünde, bu hastalıklara sahip bireylerde, özellikle diş tedavileri sırasında sorun oluşturabilecek pulpa taşı varlığı hekimler tarafından göz önünde bulundurulmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Koseli E, Siyahhan O, Alaçam T. Diş pulpası kalsifikasyonlarının klinik, radyolojik ve histolojik olarak değerlendirilmesi. *Gazi Üni Diş Hek Fak Derg*, 1989; 6(2), 57-71.
2. Gulsahi A, Cebeci AI, Özden S. A radiographic assessment of the prevalence of pulp stones in a group of Turkish dental patients. *Int Endod J*, 2009; 42(8), 735-739. Doi: 10.1111/j.1365-2591.2009.01580.x.
3. Sener S, Cobankara FK, Akgünlü F. Calcifications of the pulp chamber: prevalence and implicated factors. *Clin Oral Investig*, 2009; 13(2), 209-215. Doi: 10.1007/s00784-008-0212-x.
4. Deva V, Mogoantă L, Manolea H, et al. Radiological and microscopic aspects of the denticles. *Rom J Morphol Embryol*, 2006; 47(3), 263-268.
5. White, S.C., Pharoah, M.J.(2004). Oral radiology principles and interpretation, dental Anomalies, Mosby, StLouis, Mo, USA, 5th edition.
6. Goga R, Chandler NP, Oginni AO. Pulp stones: A review. *Int Endod J*, 2008; 41(6), 457-468. Doi: 10.1111/j.1365-2591.2008.01374.x.
7. Nayak M, Kumar J, Prasad LK. A radiographic correlation between systemic disorders and pulp stones. *Indian J Dent Res*, 2010; 21(3), 369-373.
8. Bauss O, Neter D, Rahman A. Prevalence of pulp calcifications in patients with Marfan syndrome. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2008; 106(6), e56-61. Doi: 10.1016/j.tripleo.2008.06.029.
9. Ranjitkar S, Taylor JA, Townsend GC. A radiographic assessment of the prevalence of pulp stones in Australians. *Aust Dent J*, 2002; 47(1), 36-40. Doi: 10.1111/j.1834-7819.2002.tb00301.x.
10. Bonilla-Represa V, Gil-Flores J, López-Frías FJ, et al. Analysis on the predictive value of different variables in pulp stones appearance frequency and its pulpal response to cold stimuli. *Odontology*, 2021; 109(2), 321-326. Doi: 10.1007/s10266-020-00546-4.
11. Talla HV, Kommineni NK, Yalamancheli S, et al. A study on pulp stones in a group of the population in Andhra Pradesh, India: An institutional study. *J Conserv Dent*, 2014; 17(2), 111-114. Doi: 10.4103/0972-0707.128036.
12. Satheeshkumar PS, Mohan MP, Saji S, et al. Idiopathic dental pulp calcifications in a tertiary care setting in South India. *J Conserv Dent*, 2013; 16(1), 50-55. Doi: 10.4103/0972-0707.105299.
13. Al-Ghurabi ZH, Najm AA. Prevalence of pulp stone (Orthopantomographic-based). *J Bagh College Dentistry*, 2012; 24(2), 80-84.
14. Siskos GJ, Georgopoulou M. Unusual case of general pulp calcification (pulp stones) in a young Greek girl. *Endod Dent Traumatol*, 1990; 6(6), 282-284. Doi: 10.1111/j.1600-9657.1990.tb00433.x.
15. Turkal M, Tan E, Uzgur R, et al. Incidence and distribution of pulp stones found in radiographic dental examination of adult Turkish dental patients. *Ann Med Health Sci Res*, 2013; 3(4), 572-576. Doi: 10.4103/2141-9248.122115.
16. Kannan S, Kannepady SK, Muthu K, et al. Radiographic assessment of the prevalence of pulp stones in Malaysians. *J Endod*, 2015; 41(3), 333-337.
17. Bains SK, Bhatia A, Singh HP, et al. Prevalence of coronal pulp stones and its relation with systemic disorders in Northern Indian Central Punjabi Population. *ISRN Dent*, 2014; 2014:617590. Doi: 10.1155/2014/617590.
18. Bernick S, Nedelman C. Effect of aging on the human pulp. *J Endod*, 1975; 1(3), 88-94.
19. Aslantas EE, Buzoglu HD, Karapinar SP, et al. Age-related changes in the alkaline phosphatase activity of healthy and inflamed human dental pulp. *J Endod*, 2016; 42(1), 131-134. Doi: 10.1016/j.joen.2015.10.003.
20. Seltzer, S., Bender, I.B. (1984). *HeDental Pulp*, (3rd edn) Philadelphia, PA: J.B. Lippincott Company.
21. Berès F, Isaac J, Mouton L, et al. Comparative physicochemical analysis of pulp stone and dentin. *J Endod*, 2016; 42(3), 432-438.
22. GS K. Orban's Oral Histology And Embryology. Editor: GS Kumar 12th edition page 128-129.

23. Sundell JR, Stanley HR, White CL. The relationship of coronal pulp stone formation to experimental operative procedures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1968; 25(4), 579-589. Doi: 10.1016/0030-4220(68)90303-4.
24. Mello-Moura AC, Bonini GA, Zardetto CG, et al. Pulp calcification in traumatized primary teeth: prevalence and associated factors. *J Clin Pediatr Dent*, 2011; 35(4), 383-387. Doi:10.17796/jcpd.35.4.8065636750168677.
25. Huang LG, Chen G. A histological and radiographic study of pulpal calcification in periodontally involved teeth in a Taiwanese population. *J Dent Sci*, 2016; 11(4), 405-410. Doi: 10.1016/j.jds.2016.05.001.
26. Aguiar TR, Tristao GC, Mandarino D, et al. Histopathologic changes in dental pulp of teeth with chronic periodontitis. *Compend Contin Educ Dent*, 2014; 35(5), 344; 346; 348; 350-1.
27. Aydın ZU, Koşumcu S, Ustaoglu G, ve ark. Agresif periodontitis teşhisi konulan hastalarda pulpa taşı varlığının radyografik olarak değerlendirilmesi. *Acta Odontol Turc*, 2019; 36(1), 1-6.
28. Holtgrave EA, Hopfenmüller W, Ammar S. Abnormal pulp calcification in primary molars after fluoride supplementation. *ASDC J Dent Child*, 2002; 69(2), 201-206.
29. Bahetwar SK, Pandey RK, Singh RK, et al. A biochemical and histopathological evaluation of generalized pulp calcification in young permanent teeth. *Indian J Dent Res*, 2012; 23(1), 123. Doi: 10.4103/0970-9290.99062
30. Zeng J, Yang F, Zhang W, et al. Association between dental pulp stones and calcifying nanoparticles. *Int J Nanomedicine*, 2011; 6: 109-118. Doi: 10.2147/IJN.S13267.
31. Korkmaz YN, Aydın ZU, Sarioglu B. Orthodontic treatment and pulp stone formation: Is there a relationship? *Clin Exp Health Sci*, 2019; 9, 340-344.
32. Jena D, Balakrishna K, Singh S, et al. A Retrospective analysis of pulp stones in patients following orthodontic treatment. *J Contemp Dent Pract*, 2018; 19(9): 1095-1099.
33. Ertas ET, Veli I, Akin M, et al. Dental pulp stone formation during orthodontic treatment: A retrospective clinical follow-up study. *Niger J Clin Pract*, 2017; 20(1), 37-42. Doi: 10.4103/1119-3077.164357.
34. Sarang S. Pulp stones in patients undergoing orthodontic treatment. *J Adv Med Dent Scie Res*, 2018; 6(4), 130-132.
35. Lazzaretti DN, Bortoluzzi GS, Torres Fernandes LF, et al. Histologic evaluation of human pulp tissue after orthodontic intrusion. *J Endod*, 2014; 40(10), 1537-1540. Doi: 10.1016/j.joen.2013.10.039
36. Subay RK, Kaya H, Tarim B, et al. Response of human pulpal tissue to orthodontic extrusive applications. *J Endod*, 2001; 27(8), 508-511. Doi: 10.1097/00004770-200108000-00003.
37. Schwartz, R.S., Summit, J.B., Robbins, J.W., et al. (1996). Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach, Quintessence Pub Co.
38. Çolak H, Çelebi AA, Hamidi MM, et al. Assessment of the prevalence of pulp stones in a sample of Turkish Central Anatolian Population. *Sci. World J*, 2012;2012:804278. Doi: 10.1100/2012/804278.
39. Swathy S, S Gheena, Sri L Varsha. Prevalence of pulp stones in patients with history of cardiac diseases. *Res J Pharm Technol*, 2015; 8: 1625-1628.
40. Witkop CJ, Gundlach KK, Streed WJ, et al. Globodontia in the otodontal syndrome. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1976; 41(4), 472-483. Doi: 10.1016/0030-4220(76)90275-9.
41. Kantaputra PN, Sumitsawan Y, Schutte BC, et al. Van der Woude syndrome with sensorineural hearing loss, large craniofacial sinuses, dental pulp stones, and minor limb anomalies: report of a four-generation Thai family. *Am J Med Genet*, 2002; 108(4), 275-280. Doi: 10.1002/ajmg.10276.
42. Inchingolo F, Martelli FS, Isacco CG, et al. Chronic periodontitis and immunity, towards the implementation of a personalized medicine: A translational research on gene single nucleotide polymorphisms (SNPs) linked to chronic oral dysbiosis in 96 Caucasian patients. *Biomedicine*, 2020; 8(5), 115. Doi: 10.3390/biomedicines8050115.

43. Gabardo MCL, Wambier LM, Rocha JS, et al. Association between pulp stones and kidney stones: A systematic review and meta-analysis. *J Endod*, 2019; 45(9), 1099-1105.e2. Doi: 10.1016/j.joen.2019.06.006.
44. Sridevi K, Thejasri V, Malathi S, et al. Pulp stones as risk predictors for Coronary Artery Disease (CAD). *Ann. Med Health Sci, Res.* 2019; 9: 509-513.
45. Ezoddini-Ardakani F, Nemayandeh SM, Sadrbafighi SM, et al. Diagnostic value of dental pulp stones in the early diagnosis of ischemic heart diseases. *Health*, 2015; 7(3), 336-345. Doi: 10.4236/health.2015.73038
46. Alsweed A, Farah RI, PS R, et al. The prevalence and correlation of carotid artery calcifications and dental pulp stones in a Saudi Arabian Population. *Diseases*, 2019; 7(3): 50. Doi: 10.3390/diseases7030050.
47. Ilday NÖ, Özkan Miloglu O, Demirtas O, et al. A radiographic assessment of the prevalence of pulp stones in patients who presented to Ataturk University Faculty of Dentistry Department of Oral Diagnosis and Radiology. *J Istanbul Univ Fac Dent*, 2014; 48(3), 9-16.
48. Ciftcioglu N, Ciftcioglu V, Vali H, et al. Sedimentary rocks in our mouth: Dental pulp stones made by nanobacteria. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng*, 1998; 3441: 130-135. Doi: 10.1117/12.319828
49. Khojastepour L, Bronoosh P, Khosropanah S, et al. Can dental pulp calcification predict the risk of ischemic cardiovascular disease? *J Dent*, 2013; 10(5), 456-460.
50. Edds AC, Walden JE, Scheetz JB, et al. Pilot study of correlation of pulp stones with cardiovascular disease. *J Endod*, 2005; 31(7), 504-506. Doi: 10.1097/01.don.0000168890.42903.2b
51. Srivastava KC, Shrivastava D, Nagarajappa AK, et al. Assessing the prevalence and association of pulp stones with cardiovascular diseases and diabetes mellitus in the Saudi Arabian Population-A CBCT Based Study. *Int J Environ Res Public Health*, 2020; 17(24), 9293. Doi: 10.3390/ijerph17249293
52. Kansu O, Ozbek M, Avcu N, et al. Can dental pulp calcification serve as a diagnostic marker for carotid artery calcification in patients with renal diseases. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009; 38(8), 542-545. Doi: 10.1259/dmfr/13231798.
53. Narang D, Tityal JS, Mishra V, et al. Pulp stones and hypertension-A missing link-A clinical study. *Int J Res Health Allied Sci*, 2018; 4(2), 61-63.
54. Gunen Yilmaz S, Yilmaz F, Bayrakdar IS, Harorli A. The Relationship between carotid artery calcification and pulp stone among hemodialysis patients: A retrospective study. *Saudi J Kidney Dis Transpl*, 2019; 30(4), 755-763. Doi: 10.4103/1319-2442.265449.
55. Bender IB, Bender AB. Diabetes mellitus and the dental pulp. *J Endodon*, 2003; 29(6), 383-389.
56. Russell BG. The dental pulp in diabetes mellitus. *Acta Pathol Microbiol Scand*, 1967; 70(2), 319-320. Doi: 10.1111/j.1699-0463.1967.tb01299.x.
57. Inagaki Y, Yoshida K, Ohba H, et al. High glucose levels increase osteopontin production and pathologic calcification in rat dental pulp tissues. *J Endod*, 2010; 36(6), 1014-1020. Doi: 10.1016/j.joen.2010.03.018.
58. Mathew ST, Al-Mutlaq MA, Al-Eidan RF, et al. Prevalence of pulp stones and its relation with cardiovascular diseases and diabetes mellitus using digital radiographs: a retrospective study. *Annals of Dental Speciality*, 2019; 7(4), 18-23.
59. Moudi E, Kazemi A, Madani Z, et al. A Radiographic correlation between the presence of pulp stones and kidney stones. *Caspian Journal of Applied Sciences Research*, 2015; 4(3), 1-7.
60. Bissada NF, Sharawy AM. Histologic study of gingival and pulpal vascular changes in human diabetics. *Egypt Dent J*, 1970; 16(4), 283-296.
61. İlgüy D, İlgüy M, Bayırlı G. The size of dental pulp chamber in adult diabetic patients. *Oral Health Dental Management Black Sea Countries*, 2004; 3, 38-41.
62. Aleksova P, Serafimovski V, Popovska M, et al. Pulp stones can help in detection of calculus in the kidneys and/or in the bile--fact or fiction? *Pril (Makedon Akad Nauk Umet Odd Med Nauki)*, 2013; 34(2), 159-167
63. Movahhedian N, Haghnegahdar A, Owji F. How the prevalence of pulp stone in a population predicts the risk for kidney stone? *Iran Endod J*, 2018; 13(2), 246-250. Doi: 10.22037/iej.v13i2.18181.

64. Kumar T, Puri G, Aravinda K, et al. Correlation between prevalence of pulp stones and renal stones in Panchkula region of India. *SRM J Res Dent Sci*, 2015; 6(3), 150-154. Doi:10.4103/0976-433X.162156
65. Tarim Ertas E, Inci M, Demirtas A, et al. A radiographic correlation between renal and pulp stones. *West Indian Med J*, 2014; 63(6): 620-625. Doi: 10.7727/wimj.2013.077.
66. Patil SR. Prevalence of and relationship between pulp and renal stones: A radiographic study. *J Oral Biol Craniofac Res*, 2015; 5(3), 189-192. Doi: 10.1016/j.jobcr.2015.06.010.
67. Stafne EC, Szabo SE. The significance of pulp nodules. *Dent Cosmos*. 1933; 75: 160-164.
68. Ninomiya M, Ohishi M, Kido J, et al. Immunohistochemical localization of osteopontin in human pulp stones. *J Endod*, 2001; 27(4), 269-272. Doi: 10.1097/00004770-200104000-00007.
69. Näsström K, Forsberg B, Petersson A, et al. Narrowing of the dental pulp chamber in patients with renal diseases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1985; 59(3), 242-246. Doi: 10.1016/0030-4220(85)90159-8
70. O'Carroll MK, Duncan WK, Perkins TM. Dentin dysplasia: review of the literature and proposed subclassification based on radiographic findings. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1991; 72(1), 119-125. Doi: 10.1016/0030-4220(91)90202-n.
71. Donta C, Kavvadia K, Panopoulos P, et al. Generalized pulp stones: report of a case with 6-year follow-up. *Int Endod J*. 2011; 44(10), 976-982. Doi: 10.1111/j.1365-2591.2011.01903.x
72. De Coster PJ, Martens LC, De Paepe A. Oral health in prevalent types of Ehlers-Danlos syndromes. *J Oral Pathol Med*, 2005; 34(5), 298-307. Doi: 10.1111/j.1600-0714.2004.00300.x.
73. Ozkalayci N, Zengin AZ, Elekdag Turk S, et al. Multiple pulp stones: a case report. *Eur J Dent*, 2011; 5(2), 210-214.
74. Tsatsas B. An unusual general pulp calcification (pulp stones). Report of a case. *Odontostomatological Progress*, 1971; 25(6), 314-319.

Bölüm 9

PULPANIN ENFLAMASYON DURUMUNUN TEŞHİSİNDE BİYOBELİRTEÇLERİN ROLÜ

Tuba GÖK¹
Adem ÖZDEMİR²

GİRİŞ

Dental pulpa, mikroorganizmalar açısından zengin olan ağız ortamına karşı mekanik destek ve koruma sağlayan sert bir oda içinde bulunmaktadır (1). Pulpa dokusu dişin beslenmesi, innervasyonu ve immün yanıtları için gerekli olmakla birlikte pulpa canlılığının korunması, dişin mekanik direnci ve uzun süreli sağ kalımını artırmaktadır. Bu nedenle herhangi bir restoratif veya endodontik prosedürün amacı, doğru endikasyonlar doğrultusunda pulpa canlılığı ve işlevselliğini korumak olmalıdır (2, 3).

Pulpa enflamasyonu (pulpitis), moleküler faktörlerin aracılık ettiği, birbirini takip eden vasküler ve hücrel olaylar dizisi olarak tanımlanmıştır (4). En yaygın olarak pulpa boşluğunun kommensal oral mikroorganizmalar tarafından işgal edilmesinden kaynaklanmaktadır (5). Pulpanın mikrobiyal enfeksiyonu için diğer potansiyel yollar arasında ise travma, dentin çatlakları, açıkta kalan dentin tübülleri veya apikal foramen yer almaktadır (6).

Hastaların klinik semptom ve muayenelerine dayanarak pulpanın klinik durumu; normal pulpa, geri dönüşümlü pulpitis, semptomatik-aseptomatik geri dönüşümsüz pulpitis ve nekrotik pulpa olarak tanımlanmaktaydı (7). Fakat yapılan histolojik çalışmalarda enflamasyonun genellikle çürük lezyonunun alt bitişindeki alanda lokalize olduğu bulgusu, geri dönüşümlü ve geri dönüşümsüz pulpitis vakalarında pulpa dokusunun korunması ve konservatif tedaviler konusunda yeni araştırmaların yapılmasını teşvik etmiştir (8). Yapılan çalışmalarda klinik olarak geri dönüşümlü ve geri dönüşümsüz pulpitis olarak belirlenen vakaların çoğunun gözlemsel histolojik verilerle uyumlu olduğu belirtilmiş olsa da yine histolojik verilere göre klinik olarak geri dönüşümsüz pulpitis tanısı olan bazı vakalarda gereksiz yere kanal tedavisi yapılabileceği bildirilmiştir. Bu yüzden

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Fırat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti AD., tgok@firat.edu.tr

² Dr. Öğr. Üyesi, Fırat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti AD., ademozdemir0133@gmail.com,

pulpa hastalığının histolojik ve klinik sınıflandırmasının iyileştirilmesi gerektiği belirtilmiştir (9).

Daha sonra yapılan çalışmalarda geri dönüşümlü ve geri dönüşümsüz pulpitis tanılarının klinik temelli, işlevsel, ancak biyolojik olmayan terimler olduğu kabul edilmiştir. Geri dönüşümsüz pulpitisin belirti ve semptomları olan dişlerde pulpanın bir kısmını kalıcı olarak korumayı amaçlayan tedavilerin de geliştirilmesiyle birlikte pulpitis “kısmi geri dönüşümsüz pulpitis” olarak sınıflandırmak için çağrılar yapılmıştır (10-12). Bu çalışmaların sonucu olarak 2019 yılında Avrupa Endodonti Derneği, koronal dokularla sınırlı pulpa eflamasyonunun histolojik profilini ve radiküler dokularda korunan vital pulpayı daha doğru bir şekilde yansıtmak için ‘kısmi geri dönüşümsüz pulpitis’ tanımını onaylamıştır (13). Buna ilaveten son yapılan çalışmalar da, kısmi geri dönüşümsüz pulpitis olduğu tahmin edilen dişlerde pulpotominin yüksek bir başarı oranına sahip olduğunu (14) ve sonuçların kanal tedavisi ile karşılaştırılabilir olduğunu bildirmişlerdir (15, 16).

1. PULPANIN ENFLAMASYON DURUMUNUN TEŞHİSİNDEKİ YETERSİZLİKLER

Pulpa ve periapikal doku hastalıklarının dinamik ve ilerleyici olduğu, bu nedenle belirti, semptom, teşhis, tedavi ve prognoz hastalığın evresine ve hastanın durumuna bağlı olarak değişeceği iyi bilinmektedir (7). Günümüzde pulpanın enflamasyon durumunu değerlendirmeyi amaçlayan tanı prosedürleri, klinik ve radyografik muayenenin yanı sıra vaka öyküsünü içermektedir. Klinik muayene, termal veya elektriksel uyaranlara karşı pulpa hassasiyeti, palpasyon veya perküsyonda ağrı gibi farklı prosedürlerden oluşmaktadır (17). Bununla birlikte, kısmi geri dönüşümsüz veya geri dönüşümsüz pulpa teşhisi gibi pulpanın gerçek veya histopatolojik durumunu belirlemek için şu anda kullanılan klinik testlerin geçerliliği tartışmalıdır (18). Konik ışınli bilgisayarlı tomografi, geri dönüşümsüz pulpitis ile ilişkili apikal lezyonları saptamak için etkili bir yol olarak önerilmiş olsa da (19), pulpal enflamatuvar durumu değerlendirmek için kullanımı önerilmemektedir (13). Termal ve elektrik pulpa testi kullanıma uygun klinik testler olmaya devam etmektedir, ancak yetersizdir (20). Çünkü bunlar çok daha iyi sonuç veren pulpanın kan akışını değil, sadece pulpa sinir yanıtını ölçmektedir (21). Tedavi sırasında açığa çıkan pulpa kanamasının rengi ve yoğunluğunun basit bir enflamasyon belirteci olarak yarar sağlayabileceği belirtilmiş olsa da tanısal kesinlik bulunmamaktadır (22). Bu yüzden bu tanı yöntemlerinin öznel ve nispeten yetersiz olduğu, sadece klinik rehberlik sağladığı, dolayısıyla pulpanın gerçek histopatolojik durumunu yansıtmadığı ifade edilmiştir (18, 23).

Yukarıda belirtildiği gibi mevcut tüm teknikler, hem pulpal enflamasyonun şiddetini doğru bir şekilde tanımlama hem de enflamatuar durum ile etkilenen dokunun iyileşme potansiyeli arasındaki bağlantıyı belirleme kapasiteleri bakımından sınırlıdır. Histoloji, pulpanın enflamasyon durumunu belirlemek için altın standart olarak belirtilmiştir ancak dişin çekilmesinden sonra uygulanması mümkündür (24, 25). Tüm bu nedenlerden dolayı pulpanın gerçekten kısmi veya geri dönüşümsüz şekilde enflamasyonlu olup olmadığını doğru bir şekilde tespit etmek önemli bir zorluk olmaya devam etmektedir (21, 26). Bu durumun üstesinden gelebilmek, yani pulpanın enflamasyon seviyesini teşhis edebilmek için enflamatuar mediatörlerin veya genlerin araştırıldığı biyobelirteç araştırmaları in-vitro, ex-vivo ve hayvan çalışmaları olarak yapılmıştır ve günümüzde de güncel araştırmalar olarak oldukça önem kazanmıştır, fakat test aşamaları uzun sürmektedir. Günümüzde klinik karar vermeyi iyileştirmeye ve vital pulpa tedavisinin tedavi sonuçlarını tahmin etmeye yardımcı olmak için pulpa enflamasyonunun şiddetini belirleyecek bu biyobelirteçleri kısa sürede gösteren “hasta başı testlere” ihtiyaç olduğu belirtilmiştir (27).

2. PULPANIN ENFLAMASYON ŞİDDETİNİN ARAŞTIRILMASINDA ÖRNEK ALINAN SIVILAR

Biyobelirteçler, normal fizyolojik, patojenik süreçlerin veya terapötik bir müdahaleye verilen farmakolojik tepkilerin göstergeleri olarak biyolojik sıvılarda objektif olarak ölçülebilen hücresel, biyokimyasal, moleküler değişiklikleri ifade eder (28). Semptomatik ve semptomatik olmayan vakalardaki biyofilm bileşenleri gibi endodontik örneklerden molekülleri tanımlayan ve ilişkilendiren herhangi bir çalışma türü biyobelirteç araştırması olarak görülebilir (29). Pulpa kanındaki biyobelirteçlerin kalitatif ve kantitatif değerlendirmesinin, pulpanın durumu hakkında değerli bilgileri ortaya koymak için objektif bir yöntemi temsil ettiği bildirilmiştir (30).

Teşhis üzerine endodontik araştırmalar açısından değerlendirildiğinde, sistemik biyobelirteçlerle ilgili olarak genel sağlık gibi birçok kafa karıştırıcı faktör sonuçları etkileyebilmekte ve gerçek metodolojik sorunlar ortaya çıkabilmektedir (31). Bu yüzden endodontik araştırmalarda, ilgili bölgede veya yakınında lokal olarak artan veya mevcut olan molekülleri aramak daha uygun görülmektedir. Bu yaklaşım, birçok morfojenin lokal olarak salındığı ve yalnızca endokrin veya parakrin işlevi olduğu gerçeğini dikkate alır. Örneğin vital pulpa tedavisinde pulpitis durumunda, biyolojik bilgi doğrudan etkilenen alandan veya yara yüzeyinden elde edilebilir (32). İlgili bölgede yerel olarak üretilen bu tür biyobelirteçler “lo-

kal biyobelirteçler” olarak adlandırılmıştır (33). Klinik probleme bağlı olarak, bu biyobelirteçler non-invaziv veya intraoperatif olarak elde edilebilir ve ele alınan klinik probleme bağlı olarak yine diagnostik, prognostik veya prediktif olabilirler (32).

Endodontik biyobelirteç araştırmalarında dikkate alınması gereken sıvılar arasında dentin sıvısı, pulpa sıvısı (vital pulpa tedavisinde kanamanın durmasından sonra), pulpa kanı, dişeti oluğu sıvısı ve periapikal sıvı bulunur (34). Klinik örneklerde pulpitis tedavisi kapsamında değerlendirilecek sıvılar arasında ise pulpa, dentin sıvısı, pulpa sıvısı ve pulpa kanı yer almaktadır (30, 35). Dentin sıvısı, pulpa dokusu sıvısının bileşen konsantrasyonlarını belirleyerek altındaki pulpanın durumunu değerlendirmek için sıvı biyopsi işlevi görebilir (36). Dentin sıvısı kolayca toplanır ve serum proteinleri ve immünoglobulinler içeren serumdan türetilen bir doku sıvısı olarak kabul edilir (protein konsantrasyonu, plazmanınkinin yaklaşık beşte biridir). Bu nedenle, dentin sıvısı “pulpa hastalığı için hastaya özel tanı testi” olarak hizmet edebilir (36, 37). Bu yöntem, invaziv olmadığı için teorik olarak umut vericidir. Ancak yeterli dentin sıvısı toplamanın zorluğu, kullanımını klinik olarak kullanışsız hale getirmektedir (37, 38). Pulpa kanı ile değerlendirmenin ana dezavantajı invaziv olmasıdır. Bununla birlikte, heparinize mikrokapiller tüpler veya mikrodializ kullanılarak pulpadan kan alınmasının pratik ve güvenilir olduğu kanıtlanmıştır (35).

3. PULPANIN ENFLAMATUAR DURUMUNUN MOLEKÜLER TEŞHİSİNE YÖNELİK ARAŞTIRMALARDA DİKKATE ALINMASI GEREKEN HUSUSLAR

Dental pulpa hastalığının moleküler teşhisine yönelik ilk adım, temel enflamatuvar mediatörlerin tanımlanması ve bunların enflamasyon ve rejenerasyondaki rollerinin iyi anlaşılmasıdır (25). Daha önce, pulpitis için potansiyel biyobelirteçler genellikle enflamasyonun başlamasından ve alevlenmesinden sorumlu olan çeşitli proenflamatuvar sitokinlere dayalı olarak tanımlanıyordu (24, 25). Bununla birlikte, onarımı artıran bazı molekül seviyelerinin de yüksek iyileşme potansiyeli olan pulpa dokusunda arttığı belirtilmiştir. Örneğin, geri dönüşümlü pulpitis örneklerinde, osteokalsin, vasküler endotelial büyüme faktörü, fibroblast büyüme faktörü ve trombosit kaynaklı büyüme faktörü gibi çeşitli anjiyojenik faktörlerin ekspresyonunda, normal pulpa veya geri dönüşümsüz pulpitis örneklerine göre belirgin artışlar olduğu bildirilmiştir (39, 40). Diş savunmasında yer alan onarımla ilgili moleküllerin, pulpa enflamasyonunun ilerlemesi ile dikkate değer değişiklikler gösterdiği göz önünde bulundurulduğunda, onarımı artıran matriks

metalloproteinaz inhibitörü-1 (TIMP-1) gibi moleküller ile de pulpitisin şiddeti arasında güçlü bir ilişki olduğunu ortaya koyulmuştur. Dolayısıyla hem enflamasyon hem de onarımda görev alan biyobelirteçlerin niteliği ve niceliği, özellikle tetiklenen bağışıklık tepkisinin türü açısından, enflamasyonun gelişiminde anahtar rol oynamaktadır (41, 42).

Enflamatuar ve immün yanıtların doğası gereği karmaşık süreçler olduğu için immüno-enflamatuar yanıtın tek bir analite değil, daha çok bir kombinasyona bağlı olduğu bildirilmiştir (43). Bu yüzden biyobelirteç araştırmalarında tek bir biyobelirteçten ziyade kombine olarak değerlendirilme yapmak daha çok önem kazanmaktadır (25). Pulpa enflamasyonunda enflamatuar mediatörlerin multipleks testler ile ölçülen ekspresyonları daha önce literatürde tanımlanmıştır (44).

Enflamatuar mediatörlerin kalitesi ve miktarı, özellikle oluşturulan doku immün yanıtının türü ile ilgili olarak, enflamatuar evrimin anahtarıdır. Enflamatuar mediatörler, pulpa dokusu içindeki enflamatuar süreci düzenler. Bu nedenle mediatörlerin pulpa dokusu içindeki ekspresyonlarının hem niteliksel hem de niceliksel olarak incelenmesi, daha doğru ve biyolojik olarak sağlam bir tanı aracı olarak pulpanın inflammatuar durumunu yansıtan biyolojik belirteçler olarak yol gösterir (25).

Enflamasyon, rejenerasyon için bir ön koşul olduğundan, belirli enflamatuar araçların hem enflamasyonda hem de rejenerasyonda rolü vardır. Her iki rol de bu mediatörlerin konsantrasyon, zaman veya şartlarına bağlıdır. Dolayısıyla bu enflamatuar mediatörleri kullanan testler için eşik noktaları belirlenmelidir. Biyobelirteçlerin normal fizyolojik koşullarda da bulunabileceği göz önünde bulundurulduğunda, eşik noktaları geri dönüşümlü pulpitisin sınırlarını yansıttığına karar verilen pulpa dokusu enflamatuar mediatörlerinin seviyelerine dayalı olmalıdır. Bu biyomolekülleri nitel ve nicel doğrulukla saptamak için klinik araçlar ve yöntemler halen geliştirilmektedir. Yöntemler, klinik uygulamada uygulanabilir olmalı ve tedaviye adapte edilmelerini sağlamak için hasta başında yürütülebilir olmalıdır (25).

Biyobelirteçlerin enflamasyonla birlikte değişebilen moleküler değişiklikleri ifade ettiği göz önünde bulundurulduğunda hastaların antienflamatuar ilaç kullanmış olması biyobelirteç değerlerinde değişikliğe sebep olabilmektedir. Araştırmalarda değerlendirilen hastalar, ağrı veya patolojinin farklı evrelerinde ağrı kesici kullanmaya başlayabilir bu nedenle elde edilen biyobelirteç değerlerinde geniş aralıklar oluşabilir. Özellikle anti-enflamatuar ilaç kullanmış olan hastalarda bu durum göz önünde bulundurulmalıdır (35).

4. PULPA ENFLAMASYON VE ONARIMINDA ROL ALAN BİYOBELİRTEÇLER

Pulpa biyolojisinin modern anlayışı ve biyoaktif materyallerin geliştirilmesi, kuşkusuz, enflamasyonlu diş pulpalarının yönetiminde bir paradigma kaymasına yol açmıştır (25). Günümüze kadar pulpanın enflamasyon seviyesini teşhis edebilmek için enflamatuar mediatörlerin yanında genlerin de araştırıldığı birçok biyobelirteç çalışması yapılmıştır ve yapılmaya devam edilmektedir. İnsan dental pulpa dokularında çeşitli derecelerde enflamasyona sahip 89'dan fazla enflamatuar mediatör değerlendirilmiştir (24). Fakat pulpa enflamasyon ve onarımında değerlendirilen bu biyobelirteçlerin bir kısmında, yapılan çalışmaların sonuçlarının çelişkili olması veya sınırlı katkı sağlaması gibi nedenlerle henüz kesin kanıtlar elde edilememiştir. İdeal bir biyobelirteç, tanıda, prognoz ve tedavinin izleminde kullanılabilir ve rutin klinik kullanım için kolay uygulanabilir ve hızla sonuç alınabilir olmalıdır (45-47). Bu yüzden pulpa enflamasyon ve onarımında değerlendirilen biyobelirteçlerden çalışmalarda en sık kullanılan ve tanısal olarak kullanılma potansiyeli daha fazla olanlar aşağıda belirtilmiştir.

4.1. Matriks metalloproteinaz-9 (MMP-9)

Matriks metalloproteinazlar (MMP'ler), dokuların normal ve patolojik yeniden şekillenmesi sırasında meydana gelen hücre dışı matris bileşenlerinin bozulmasından sorumlu çinko bağımlı endopeptidazlardır (48). Dental enflamatuar süreçlerin tanısındaki rolleri nedeniyle MMP'ler ile ilgili son yıllarda giderek daha fazla araştırma yapılmıştır (35). Enflamasyon sırasında diş pulpasında araştırılan çeşitli MMP'ler (1,2,3,8 ve 9) arasında, MMP-9'un pulpa dokusunun parçalanmasında çok önemli bir rolü olduğu düşünülmektedir (35, 49, 50). MMP-9, sağlıklı dokulara kıyasla iltihaplı dokularda bol miktarda bulunan polimorfonükleer lökositler tarafından öncelikle salgılanır. Ana rolleri kollajen ekstraselüler zemin maddesini parçalamak olduğundan, MMP-9'lar genellikle pulpa dokusu yıkımının belirteçleri olarak kabul edilir (51). MMP-9 konsantrasyonlarının, enflamasyonun farklı aşamalarında pulpa dokusunda önemli ölçüde farklı olduğu bildirilmiştir (35). Pulpa doku yıkımı, MMP'ler ve MMP'lerin doku inhibitörleri (TIMP'ler) tarafından kısmen düzenlenmektedir (48).

4.2. Matriks metalloproteinaz doku inhibitörü-1 (TIMP-1)

TIMP'ler, MMP'lerin proteolitik aktivitesini geri dönüşümlü olarak inhibe eden proteinlerdir (52-54). Geri dönüşü olmayan pulpitis teşhisi konan dişlerde insan pulpa dokularında ve dentin sınırlarında TIMP-1 ekspresyonunun yukarı doğru düzenlendiği bildirilmiştir (35, 42, 55). Fakat TIMP-1 seviyeleri, pulpa dokusundaki farklı enflamasyon aşamalarını ayırt etmede MMP-9 seviyelerine göre daha

az duyarlıdır. MMP-9 ile karşılaştırıldığında, TIMP-1 seviyeleri, TIMP-1'in fizyolojik fonksiyonu ile uyumlu olarak, pulpa dokusundaki enflamatuar süreçler sırasında gecikmeli bir artış göstermektedir. Dokunun yeniden şekillenmesi için bir düzenleyici olarak TIMP-1, yüksek MMP-9 seviyelerinin neden olduğu kontrolsüz hücre dışı matris dönüşümünü önler. TIMP-1'in bu spesifik aşağı düzenleyici işlevi, TIMP-1'in MMP-9'a kıyasla biraz gecikmeli olarak eksprese edilmesinin nedeni olarak ifade edilmiştir ve bu nedenle pulpa iltihabının erken evrelerinde daha az duyarlı bir protein belirteci olarak görünmektedir (42).

TIMP-1'in diş pulpa hücrelerinde eksprese edilebildiği ve pulpa hücrelerinin proliferasyonunu ve odontojenik farklılaşmasını önemli ölçüde desteklediği de bildirilmiştir (56). Ek olarak, TIMP-1, bir pulpa kaufajı modelinde tersiyer dentinogenezisi indükleyen mineral trioksit agregat'a benzer bir işleve sahiptir (56). TIMP-1'in iltihaplı pulpadaki yüksek ekspresyonu, TIMP-1'in dental pulpa kök hücrelerinin proliferasyonunu ve dentinogenezisi teşvik ederek sonraki doku onarım olaylarını kolaylaştırabileceği gösterilmiştir. Genel olarak, TIMP-1, çoklu biyolojik fonksiyonları nedeniyle diş pulpası hasarına yanıtta önemli bir rol oynayabilir (42). TIMP-1'in pulpitiste dental savunma ve onarımı düzenlediği mekanizmaları aydınlatmak için daha fazla araştırma gereklidir.

4.3. İnterlökin-6 ve 8 (IL-6 ve 8)

IL'ler hem enflamatuar (IL-2, IL-6, IL-8) hem de antienflamatuar (IL-4, IL-10, IL-13) etkilere sahip olabilir ve hassas enflamasyon modülatörleri olarak görev yapmaktadır (57). Yapılan çalışmalarda geri dönüşümlü ve dönüşümsüz pulpa enflamasyonuna sahip dişlerde IL-6 ve IL-8 düzeylerinin önemli ölçüde arttığı bildirilmiştir (39, 57, 58).

IL-6, makrofajlar, nötrofiller, keratinositler, fibroblastlar ve endotelial hücreleri içeren çeşitli farklı hücreler tarafından sentezlenir (59). IL-6, MMP düzeylerinin artması yoluyla doku bozulmasını uyarma ve olgun B lenfositlerinin plazma hücrelerine farklılaşmasını indüklemeye potansiyeline sahiptir (60, 61). Bir çalışmada sağlıklı pulpada herhangi bir IL-6 tespit edilmemiş olsa da, geri dönüşümsüz pulpa enflamasyonuna sahip dişlerde daha yüksek seviyeler rapor edilmiştir (62).

IL-8, nötrofiller ve lenfositler için kemotaktik bir aracı görevi görür (43, 63) ve IL-8, makrofajlar, lenfositler, fibroblastlar ve endotel hücreleri dahil olmak üzere birçok pulpa hücresi tarafından üretilir (64). In-vitro koşullarda, odontoblast hücreleri, özellikle lipopolisakkarit olmak üzere patojenle ilişkili moleküler model stimülasyonu ile önemli ölçüde artan IL-8 ekspresyonu sergiler. Artan IL-8 ekspresyonu, pulpa içindeki artmış polimorfonükleer nötrofiller ile ilişkilidir, çünkü IL-8 nötrofil kemotaksisini ve degranülasyon sırasında bozunma enzimlerinin

salınımını indükler (63). Bu nedenle, IL-8 genellikle akut enflamatuvar yanıtta birincil düzenleyici molekül olarak tanımlanır ve yüksek seviyeler akut enflamatuvar yanıtı sürdürebilir ve şiddetlendirebilir. Bu aktivite, geri dönüşü olmayan pulpitisi pulpa dokusunda artan IL-8 ekspresyonunun bulgularını desteklemektedir.

4.4. İnterlökin-1 α , 1 β (IL-1 α , 1 β)

IL-1 α ve IL-1 β , proenflamatuvar reaksiyonlarda olduğu kadar prostaglandin, hücre yapışma molekülleri ve IL-6 ve IL-8 gibi diğer proenflamatuvar sitokinlerin üretimi yoluyla kemik rezorbsiyonunda ve hücre proliferasyonunda önemli bir role sahiptir (43). IL-1 α , aktive edilmiş monositler ve makrofajlar tarafından salgılanması nedeniyle hücrel bağışıklık tepkisinin başlatıcısı olarak bilinmektedir. Aynı zamanda prostaglandin salınımını ve fibroblastların uyarılmasını indüklemektedir (65). IL-1 α 'nın MMP'lerin ve TIMP'lerin farklı düzenlenmesiyle pulpa yıkımını indükleyebileceğini bildirilmiştir (66).

IL-1 β , çoğalma, farklılaşma ve apoptoz gibi temel hücrel olayların önemli bir aracıdır (67). Hem geri dönüşümlü hem de geri dönüşümsüz pulpitisde sahip dişlerde IL-1 α ve IL-1 β seviyelerinin yüksek olduğu rapor edilmiştir (39). Fakat IL-1 β 'nin güçlü bir kemik resorbtif sitokin olarak etki ettiği, bu nedenle pulpitis-ten ziyade periodontitis için bir belirteç olarak değerlendirilmesinin daha uygun olabileceği belirtilmiştir (41).

4.5. Tümör Nekroz Faktörü- α (TNF- α)

TNF- α , lökosit toksisitesini artıran, akut faz enflamatuvar proteinleri uyaran ve enflamatuvar sitokin üretimini indükleyen bir pleiotropik moleküldür. TNF- α , enfeksiyona karşı dental pulpa yanıtı için gerekli olan bir antienflamatuvar aracıdır (68, 69). Yüksek TNF- α konsantrasyonları diş pulpası kök hücrelerinde alkaline fosfatase, osteopontin, osteokalsin, osteonin ve Runx2 ekspresyonunu aşağıya regüle ederken, düşük TNF- α konsantrasyonları zıt biyolojik etkiler üretir (70). Bu nedenle, yüksek TNF- α konsantrasyonları, Wnt/b-katenin yoluyla pulpa hücre mineralizasyonunu inhibe eder (71). Klinik olarak geri dönüşümsüz pulpitis teşhisi konan pulpa dokuları, pulpa onarımını engelleyebilen ve apoptozu indükleyebilen artmış TNF- α ekspresyonu göstermektedir. Kesin bir TNF- α eşik değeri, rejenerasyonun imkânsız olduğu pulpa durumunu belirlemek için gerekli olabilir (25).

Yukarıda anlatılan biyobelirteçler dışında yapılan çalışmalarda, klinik olarak geri dönüşümsüz semptomatik pulpitis teşhisi konan dişlerde çok sayıda enflamatuvar mediatörün immün yanıtlarda rol aldığı bildirilmiştir. Yapılan bir sistematik derlemeye göre geri dönüşümlü pulpitis ile geri dönüşümsüz pulpitis arasındaki ilişkili biyobelirteçlerin varlığını incelemek için pulpa dokusunu substrat olarak kullanarak yapılan çalışmalarda sitokinler, proteazlar ve diğer enzimler, enflama-

tuar mediatörler, antimikrobiyal peptitler anlamlı olarak rapor edilmiştir (24). Fakat daha önce belirtildiği gibi pulpa enflamasyonu teşhisinde bütün bu biyobelirteçlerin tanısol olarak kullanılma potansiyelinin olabilmesi için daha çok araştırma yapılmasına ihtiyaç duyulmaktadır.

5. PULPA ENFLAMASYONUNUN TEŞHİSİNDE GEN ARAŞTIRMALARI

Biyobelirteçleri kullanarak pulpitis tanısını iyileştirme girişimleri arasında gen analizlerinin de önemli yere sahip olduğu bildirilmiştir (72). Substrat için pulpa erişilebilirliği sınırlı olmasına rağmen, çok sayıda çalışma pulpitis seviyesini belirlemek için lokal olarak elde edilen biyobelirteçlerin kullanıldığını bildirmiştir (24, 25, 73). Sağlıklı ve enflamasyonlu pulpada farklı şekilde eksprese edilen çeşitli enflamatuar sitokinler ve mediatörler, potansiyel biyobelirteçler olarak önerilmiştir. Ancak bu çalışmalarda, aday biyobelirteçler araştırmacılar tarafından önceden seçilmiştir ve sayısı genellikle sınırlandırılmıştır. Böylece pulpitis ve sağlıklı pulpaların mikrodizi gen ekspresyon verilerini kullanan alternatif bir moleküler analiz, biyobelirteçlerin seçimi için daha kapsamlı ek bir yöntem olacağı bildirilmiştir. Bu tür verilerin analizi ile yeni biyobelirteçleri tanımlamak için diferansiyel ekspresyon analizi kullanılarak pulpitis özgü bir gen imzası oluşturulabileceği ifade edilmiştir. Ayrıca, gen ekspresyonu için bağlantı haritalaması gibi biyoinformatik platformların, pulpitis gen imzasını sağlıklı bir durum lehine potansiyel olarak değiştirebilecek bileşikler tanımlamak için kullanılabileceği de bildirilmiştir (72). Pulpitisin altında yatan biyolojik belirteçler biyoinformatik analiz kullanılarak başarılı bir şekilde ortaya çıkarılsa da çalışmaların iyileştirilmesi gerektiği rapor edilmiştir (74).

SONUÇ

Dental ağrı tanımları subjektif olduğundan, pulpa enflamasyonu şiddetini ve pulpa dokusunun endodontik prosedürlere yanıt verme yeteneğini doğru bir şekilde belirlemek için klinik tanı tek başına güvenilir değildir. Sonuç olarak, vital pulpa tedavisi genellikle ampirik karar verme kriterleri izlenerek gerçekleştirilmektedir. Güncellenen bilgiler ile pulpa hastalığının teşhisi için yeni araçlara duyulan ihtiyaç giderek daha belirgin hale gelmektedir. Bu konuda yapılan biyobelirteç araştırmaları umut verici olmakla birlikte, vital pulpa tedavisi için uygun klinik endikasyonları belirlemek ve vital pulpa tedavisinden sonra prognozu optimize etmek için yardımcı olabilir.

Moleküler temelli stratejiler, pulpa enflamasyon şiddetinin belirlenmesi ile daha kesin teşhisler sağlayarak diş hekimlerinin karar verme sürecini değiştirebilir ve hasta değerlendirmesini ve özelleştirilmiş tedavilere yönelik tedaviyi geliştirebilir. Gereksiz kanal tedavisi yapılmasının azaltılması hastalara hem biyolojik hem de sosyoekonomik avantajlar sağlayacaktır.

ÖNERİLER

Gelecekteki araştırmalar, geri dönüşümlü ve geri dönüşümsüz pulpitis arasındaki klinik ayrımın yapılmasına yardımcı olabilecek moleküler bir yaklaşıma dayalı güvenilir sonuç veren basit, ucuz ve anlaşılır teşhis kiti geliştirmeyi amaçlamalıdır. Bunun için yapılacak olan yeni araştırmaların doğruluğunu sağlamak amacıyla biyobelirteçler ve histolojik tanımlar arasında doğrudan korelasyonlar kurulmalıdır ve endodonti alanında biyobelirteç araştırmalarını geliştirmek için kılavuzlar geliştirilmelidir.

KAYNAKLAR

1. Yu C, Abbott PV. An overview of the dental pulp: its functions and responses to injury. *Australian Dental Journal*. 2007;52(1 Suppl): S4-16. doi:10.1111/j.1834-7819.2007.tb00525.x.
2. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontics*. 1989;15(11): 512-516. doi:10.1016/s0099-2399(89)80191-8.
3. Schmidlin K, Schnell N, Steiner S, et al. Complication and failure rates in patients treated for chronic periodontitis and restored with single crowns on teeth and/or implants. *Clinical Oral Implants Research*. 2010;21(5): 550-557. doi:10.1111/j.1600-0501.2009.01907.x.
4. Ahlquist ML, Franzén OG. Inflammation and dental pain in man. *Endodontics & Dental Traumatology*. 1994;10(5): 201-209. doi:10.1111/j.1600-9657.1994.tb00070.x.
5. Hahn CL, Falkler WA, Jr., Minah GE. Microbiological studies of carious dentine from human teeth with irreversible pulpitis. *Archives of Oral Biology*. 1991;36(2): 147-153. doi:10.1016/0003-9969(91)90077-8.
6. Bergenholtz G. Inflammatory response of the dental pulp to bacterial irritation. *Journal of Endodontics*. 1981;7(3): 100-104. doi:10.1016/s0099-2399(81)80122-7.
7. Glickman GN. *Endodontic Diagnosis (American Association of Endodontists)* 2013. (10/02/2022 tarihinde <https://www.aae.org/specialty/wp-content/uploads/sites/2/2017/07/endodonticdiagnosisfall2013.pdf> adresinden ulaşılmıştır)
8. Simon S, Perard M, Zanini M, et al. Should pulp chamber pulpotomy be seen as a permanent treatment? Some preliminary thoughts. *International Endodontic Journal*. 2013;46(1): 79-87. doi:10.1111/j.1365-2591.2012.02113.x.
9. Ricucci D, Loghin S, Siqueira JF, Jr. Correlation between clinical and histologic pulp diagnoses. *Journal of Endodontics*. 2014;40(12): 1932-1939. doi:10.1016/j.joen.2014.08.010.
10. Qudeimat MA, Alyahya A, Hasan AA. Mineral trioxide aggregate pulpotomy for permanent molars with clinical signs indicative of irreversible pulpitis: a preliminary study. *International Endodontic Journal*. 2017;50(2): 126-134. doi:10.1111/iej.12614.
11. Taha NA, Ahmad MB, Ghanim A. Assessment of Mineral Trioxide Aggregate pulpotomy in mature permanent teeth with carious exposures. *International Endodontic Journal*. 2017;50(2): 117-125. doi:10.1111/iej.12605.

12. Taha NA, Khazali MA. Partial Pulpotomy in Mature Permanent Teeth with Clinical Signs Indicative of Irreversible Pulpitis: A Randomized Clinical Trial. *Journal of Endodontics*. 2017;43(9): 1417-1421. doi:10.1016/j.joen.2017.03.033.
13. Duncan HF, Galler KM, Tomson PL, et al. European Society of Endodontology position statement: Management of deep caries and the exposed pulp. *International Endodontic Journal*. 2019;52(7): 923-934. doi:10.1111/iej.13080.
14. Zanini M, Hennequin M, Cousson PY. Which procedures and materials could be applied for full pulpotomy in permanent mature teeth? A systematic review. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2019;77(7): 541-551. doi:10.1080/00016357.2019.1614217.
15. Asgary S, Eghbal MJ, Fazlyab M, et al. Five-year results of vital pulp therapy in permanent molars with irreversible pulpitis: a non-inferiority multicenter randomized clinical trial. *Clinical Oral Investigations*. 2015;19(2): 335-341. doi:10.1007/s00784-014-1244-z.
16. Galani M, Tewari S, Sangwan P, et al. Comparative Evaluation of Postoperative Pain and Success Rate after Pulpotomy and Root Canal Treatment in Cariously Exposed Mature Permanent Molars: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Endodontics*. 2017;43(12): 1953-1962. doi:10.1016/j.joen.2017.08.007.
17. Baume R. Lehrbuch der Zahnheilkunde: Felix; 1877.
18. Dummer PM, Hicks R, Huws D. Clinical signs and symptoms in pulp disease. *International Endodontic Journal*. 1980;13(1): 27-35. doi:10.1111/j.1365-2591.1980.tb00834.x.
19. Abella F, Patel S, Duran-Sindreu F, et al. Evaluating the periapical status of teeth with irreversible pulpitis by using cone-beam computed tomography scanning and periapical radiographs. *Journal of Endodontics*. 2012;38(12): 1588-1591. doi:10.1016/j.joen.2012.09.003.
20. Jespersen JJ, Hellstein J, Williamson A, et al. Evaluation of dental pulp sensibility tests in a clinical setting. *Journal of Endodontics*. 2014;40(3): 351-354. doi:10.1016/j.joen.2013.11.009.
21. Mejäre IA, Axelsson S, Davidson T, et al. Diagnosis of the condition of the dental pulp: a systematic review. *International Endodontic Journal*. 2012;45(7): 597-613. doi:10.1111/j.1365-2591.2012.02016.x.
22. Matsuo T, Nakanishi T, Shimizu H, et al. A clinical study of direct pulp capping applied to carious-exposed pulps. *Journal of Endodontics*. 1996;22(10): 551-556. doi:10.1016/s0099-2399(96)80017-3.
23. Garfunkel A, Sela J, Ulmanky M. Dental pulp pathosis. Clinicopathologic correlations based on 109 cases. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology*. 1973;35(1): 110-117. doi:10.1016/0030-4220(73)90101-1.
24. Rechenberg DK, Galicia JC, Peters OA. Biological Markers for Pulpal Inflammation: A Systematic Review. *PloS One*. 2016;11(11): 1-24. doi:10.1371/journal.pone.0167289.
25. Zanini M, Meyer E, Simon S. Pulp Inflammation Diagnosis from Clinical to Inflammatory Mediators: A Systematic Review. *Journal of Endodontics*. 2017;43(7): 1033-1051. doi:10.1016/j.joen.2017.02.009.
26. Björndal L, Simon S, Tomson PL, et al. Management of deep caries and the exposed pulp. *International Endodontic Journal*. 2019;52(7): 949-973. doi:10.1111/iej.13128.
27. Duncan HF, Cooper PR, Smith AJ. Dissecting dentine-pulp injury and wound healing responses: consequences for regenerative endodontics. *International Endodontic Journal*. 2019;52(3): 261-266. doi:10.1111/iej.13064.
28. Mayeux R. Biomarkers: potential uses and limitations. *NeuroRx: The Journal of the American Society for Experimental NeuroTherapeutics*. 2004;1(2): 182-188. doi:10.1602/neurorx.1.2.182.
29. Loureiro C, Buzalaf MAR, Moraes FRN, et al. Quantitative proteomic analysis in symptomatic and asymptomatic apical periodontitis. *International Endodontic Journal*. 2021;54(6): 834-847. doi:10.1111/iej.13480.
30. Sharma R, Kumar V, Logani A, et al. Association between concentration of active MMP-9 in pulpal blood and pulpotomy outcome in permanent mature teeth with irreversible pulpitis - a preliminary study. *International Endodontic Journal*. 2021;54(4): 479-489. doi:10.1111/iej.13437.

31. Vidal F, Fontes TV, Marques TV, et al. Association between apical periodontitis lesions and plasmatic levels of C-reactive protein, interleukin 6 and fibrinogen in hypertensive patients. *International Endodontic Journal*. 2016;49(12): 1107-1115. doi:10.1111/iej.12567.
32. Zehnder M, Belibasakis GN. A critical analysis of research methods to study clinical molecular biomarkers in Endodontic research. *International Endodontic Journal*. 2021: (Online ahead of print). doi:10.1111/iej.13647.
33. Fitzsimmons TR, Sanders AE, Bartold PM, et al. Local and systemic biomarkers in gingival crevicular fluid increase odds of periodontitis. *Journal of Clinical Periodontology*. 2010;37(1): 30-36. doi:10.1111/j.1600-051X.2009.01506.x.
34. Rechenberg DK, Zehnder M. Molecular diagnostics in endodontics. *Endodontic Topics*. 2014;30(1): 51-65.
35. Mente J, Petrovic J, Gehrig H, et al. A Prospective Clinical Pilot Study on the Level of Matrix Metalloproteinase-9 in Dental Pulpal Blood as a Marker for the State of Inflammation in the Pulp Tissue. *Journal of Endodontics*. 2016;42(2): 190-197. doi:10.1016/j.joen.2015.10.020.
36. Maita E, Simpson MD, Tao L, et al. Fluid and protein flux across the pulpodentine complex of the dog in vivo. *Archives of Oral Biology*. 1991;36(2): 103-110. doi:10.1016/0003-9969(91)90072-3.
37. Knutsson G, Jontell M, Bergenholtz G. Determination of plasma proteins in dentinal fluid from cavities prepared in healthy young human teeth. *Archives of Oral Biology*. 1994;39(3): 185-190. doi:10.1016/0003-9969(94)90043-4.
38. Bergenholtz G, Jontell M, Tuttle A, et al. Inhibition of serum albumin flux across exposed dentine following conditioning with GLUMA primer, glutaraldehyde or potassium oxalates. *Journal of Dentistry*. 1993;21(4): 220-227. doi:10.1016/0300-5712(93)90133-b.
39. Abd-Elmeguid A, Abdeldayem M, Kline LW, et al. Osteocalcin expression in pulp inflammation. *Journal of Endodontics*. 2013;39(7): 865-872. doi:10.1016/j.joen.2012.12.035.
40. Emilia E, Neelakantan P. Biomarkers in the dentin-pulp complex: role in health and disease. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2015;39(2): 94-99. doi:10.17796/jcpd.39.2.r32617516412p710.
41. Hirsch V, Wolgin M, Mitronin AV, et al. Inflammatory cytokines in normal and irreversibly inflamed pulps: A systematic review. *Archives of Oral Biology*. 2017; 82:38-46. doi:10.1016/j.archoralbio.2017.05.008.
42. Li M, Tian J, Xu Z, et al. Histology-based profile of inflammatory mediators in experimentally induced pulpitis in a rat model: screening for possible biomarkers. *International Endodontic Journal*. 2021;54(8): 1328-1341. doi:10.1111/iej.13514.
43. Zehnder M, Delaleu N, Du Y, et al. Cytokine gene expression--part of host defence in pulpitis. *Cytokine*. 2003;22(3-4): 84-88. doi:10.1016/s1043-4666(03)00116-9.
44. Abd-Elmeguid A, Yu DC. Dental pulp neurophysiology: part 2. Current diagnostic tests to assess pulp vitality. *Canadian Dental Association*. 2009;75(2): 139-143.
45. Dupuy AM, Philippart F, Péan Y, et al. Role of biomarkers in the management of antibiotic therapy: an expert panel review: I - currently available biomarkers for clinical use in acute infections. *Annals of Intensive Care*. 2013;3(1): 1-17. doi:10.1186/2110-5820-3-22.
46. Bossuyt PM, Reitsma JB, Bruns DE, et al. The STARD statement for reporting studies of diagnostic accuracy: explanation and elaboration. *Annals of Internal Medicine*. 2003;138(1): W1-12. doi:10.7326/0003-4819-138-1-200301070-00012-w1.
47. Bachmann LM, Jüni P, Reichenbach S, et al. Consequences of different diagnostic "gold standards" in test accuracy research: Carpal Tunnel Syndrome as an example. *International Journal of Epidemiology*. 2005;34(4): 953-955. doi:10.1093/ije/dyi105.
48. Nagase H, Woessner JF, Jr. Matrix metalloproteinases. *The Journal of Biological Chemistry*. 1999;274(31): 21491-21494. doi:10.1074/jbc.274.31.21491.
49. Chang YC, Yang SF, Hsieh YS. Regulation of matrix metalloproteinase-2 production by cytokines and pharmacological agents in human pulp cell cultures. *Journal of Endodontics*. 2001;27(11): 679-682. doi:10.1097/00004770-200111000-00007.

50. Gusman H, Santana RB, Zehnder M. Matrix metalloproteinase levels and gelatinolytic activity in clinically healthy and inflamed human dental pulps. *European Journal of Oral Sciences*. 2002;110(5): 353-357. doi:10.1034/j.1600-0722.2002.21347.x.
51. Okamoto T, Takahashi S, Nakamura E, et al. Increased expression of matrix metalloproteinase-9 and hepatocyte growth factor in the cerebrospinal fluid of infants with posthemorrhagic hydrocephalus. *Early Human Development*. 2010;86(4): 251-254. doi:10.1016/j.earlhumdev.2010.03.007.
52. Birkedal-Hansen H. Role of matrix metalloproteinases in human periodontal diseases. *Journal of Periodontology*. 1993;64(5 Suppl): 474-484. doi:10.1902/jop.1993.64.5s.474.
53. Sternlicht MD, Werb Z. How matrix metalloproteinases regulate cell behavior. *Annual Review of Cell and Developmental Biology*. 2001;17: 463-516. doi:10.1146/annurev.cellbio.17.1.463.
54. Brew K, Nagase H. The tissue inhibitors of metalloproteinases (TIMPs): an ancient family with structural and functional diversity. *Biochimica et Biophysica Acta*. 2010;1803(1): 55-71. doi:10.1016/j.bbamcr.2010.01.003.
55. Brizuela C, Meza G, Mercadé M, et al. Inflammatory biomarkers in dentinal fluid as an approach to molecular diagnostics in pulpitis. *International Endodontic Journal*. 2020;53(9): 1181-1191. doi:10.1111/iej.13343.
56. Okamoto M, Takahashi Y, Komichi S, et al. Effect of tissue inhibitor of metalloproteinase 1 on human pulp cells in vitro and rat pulp tissue in vivo. *International Endodontic Journal*. 2019;52(7): 1051-1062. doi:10.1111/iej.13099.
57. Akbal Dincer G, Erdemir A, Kisa U. Comparison of Neurokinin A, Substance P, Interleukin 8, and Matrix Metalloproteinase-8 Changes in Pulp tissue and Gingival Crevicular Fluid Samples of Healthy and Symptomatic Irreversible Pulpitis Teeth. *Journal of Endodontics*. 2020;46(10): 1428-1437. doi:10.1016/j.joen.2020.07.013.
58. Abd-Elmeguid A, Yu DC, Kline LW, et al. Dentin matrix protein-1 activates dental pulp fibroblasts. *Journal of Endodontics*. 2012;38(1): 75-80. doi:10.1016/j.joen.2011.10.005.
59. Matsuki Y, Yamamoto T, Hara K. Detection of inflammatory cytokine messenger RNA (mRNA)-expressing cells in human inflamed gingiva by combined in situ hybridization and immunohistochemistry. *Immunology*. 1992;76(1): 42-47.
60. Nibali L, Fedele S, D'Aiuto F, et al. Interleukin-6 in oral diseases: a review. *Oral Diseases*. 2012;18(3): 236-243. doi:10.1111/j.1601-0825.2011.01867.x.
61. Barkhordar RA, Hayashi C, Hussain MZ. Detection of interleukin-6 in human dental pulp and periapical lesions. *Endodontics & Dental Traumatology*. 1999;15(1): 26-27. doi:10.1111/j.1600-9657.1999.tb00744.x.
62. Elsalhy M, Azizieh F, Raghupathy R. Cytokines as diagnostic markers of pulpal inflammation. *International Endodontic Journal*. 2013;46(6): 573-580. doi:10.1111/iej.12030.
63. Huang GT, Potente AP, Kim JW, et al. Increased interleukin-8 expression in inflamed human dental pulps. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*. 1999;88(2): 214-220. doi:10.1016/s1079-2104(99)70118-6.
64. Hahn CL, Liewehr FR. Innate immune responses of the dental pulp to caries. *Journal of Endodontics*. 2007;33(6): 643-651. doi:10.1016/j.joen.2007.01.001.
65. D'Souza R, Brown LR, Newland JR, et al. Detection and characterization of interleukin-1 in human dental pulps. *Archives of Oral Biology*. 1989;34(5): 307-313. doi:10.1016/0003-9969(89)90102-7.
66. Wisithphrom K, Murray PE, Windsor LJ. Interleukin-1 alpha alters the expression of matrix metalloproteinases and collagen degradation by pulp fibroblasts. *Journal of Endodontics*. 2006;32(3): 186-192. doi:10.1016/j.joen.2005.10.055.
67. Kritikou K, Greabu M, Imre M, et al. ILs and MMPs Levels in Inflamed Human Dental Pulp: A Systematic Review. *Molecules (Basel, Switzerland)*. 2021;26(14): 1-13. doi:10.3390/molecules26144129.

68. Pezelj-Ribaric S, Anic I, Brekalo I, et al. Detection of tumor necrosis factor alpha in normal and inflamed human dental pulps. *Archives of Medical Research*. 2002;33(5): 482-484. doi:10.1016/s0188-4409(02)00396-x.
69. Silva AC, Faria MR, Fontes A, et al. Interleukin-1 beta and interleukin-8 in healthy and inflamed dental pulps. *Journal of Applied Oral Science : Revista FOB*. 2009;17(5): 527-532. doi:10.1590/s1678-77572009000500031.
70. Qin Z, Fang Z, Zhao L, et al. High dose of TNF- α suppressed osteogenic differentiation of human dental pulp stem cells by activating the Wnt/ β -catenin signaling. *Journal of Molecular Histology*. 2015;46(4-5): 409-420. doi:10.1007/s10735-015-9630-7.
71. Huang H, Zhao N, Xu X, et al. Dose-specific effects of tumor necrosis factor alpha on osteogenic differentiation of mesenchymal stem cells. *Cell Proliferation*. 2011;44(5): 420-427. doi:10.1111/j.1365-2184.2011.00769.x.
72. Al-Natour B, Rankin R, McKenna R, et al. Identification and validation of novel biomarkers and therapeutics for pulpitis using connectivity mapping. *International Endodontic Journal*. 2021;54(9): 1571-1580. doi:10.1111/iej.13547.
73. Zehnder M, Wegehaupt FJ, Attin T. A first study on the usefulness of matrix metalloproteinase 9 from dentinal fluid to indicate pulp inflammation. *Journal of Endodontics*. 2011;37(1): 17-20. doi:10.1016/j.joen.2010.10.003.
74. Xi X, Ma Y, Xu Y, et al. The Genetic and Epigenetic Mechanisms Involved in Irreversible Pulp Neural Inflammation. *Disease Markers*. 2021;2021: 1-26. doi:10.1155/2021/8831948.

Bölüm 10

BULK FILL KOMPOZİT REZİNLER

Sevde Gül BATMAZ¹

GİRİŞ

Kompozit rezinler, kolay işlenebilmeleri, seramiklere göre daha uygun maliyetli olmaları, yeterli estetik özelliklere sahip olmaları, mekanik özellikleri ve diş yapısına bağlanabilme yetenekleri nedeniyle günlük klinik uygulamada yaygın olarak kullanılmaktadır. (Barutçigil & ark, 2018) Kompozit rezinler dental pazara girişlerinden bu yana monomer kimyası, doldurucu teknolojisi ve yapısı, fiziko-kimyasal özelliklerinin iyileştirilmesi için sürekli olarak geliştirilmiştir. (Ilie & Hickel, 2011) Kompozit rezinlerin sahip olduğu kontaminasyon riski, tabakalar arasında boşluk kalma riski, bazı kaviteelerde sınırlı ulaşım nedeniyle materyali yerleştirmede görülen zorluklar ve uygulama için ihtiyaç duyulan zamanın fazla olması gibi dezavantajların üstesinden gelebilmek için son yıllarda “**bulk fill**” kompozitler geliştirilmiştir. (Abbas & ark 2003; Sarrett, 2005)

Bulk fill kompozit rezinler translusent yapılarının gelişmiş olması nedeniyle geleneksel kompozitlerden daha yüksek polimerizasyon derecesine sahiptir. Polimerizasyon derecesinin artması, bu kompozitlerin kaviteye daha büyük kütleler halinde yerleştirilmesini sağlar. Bulk fill kompozit rezinler kaviteye 4-6 mm kalınlıkta ve bulk (tek tabaka) şeklinde yerleştirilebilir. Bu sayede klinik çalışma süresi kısalmış ve düşük polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Bu tekniğin en önemli avantajlarından biri restoratif prosedürü basitleştirmesi ve böylece özellikle derin ve geniş kaviteler için diş hekimleri için klinik zamandan tasarruf sağlamasıdır. Hekime işlem kolaylığı sağlaması, kompozit tabakalarının kaviteye adaptasyonunun sağlanmasıyla tabakalar arasında boşluk oluşumunun önlenmesi, çiğneme kuvvetlerine karşı aşınma direncinin olması, yeterli radyoopasite, yüzey özellikleri ve renk uyumunun klinik olarak kabul edilebilir düzeyde olması bulk fill kompozit rezinlerin avantajları arasında yer almaktadır (Aydın & ark, 2019).

Yeni nesil nanohibrit bir kompozit rezin türü olan bulk fill kompozit rezinler üretici firmalara göre değişkenlik göstermektedir. Genel olarak bulk fill kompozit rezinler; yiterbiyum triflorid, baryum cam, proakrilat, karmaoksit, zirkonyum/si-

¹ Öğr. Gör., Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AD., sbatmaz@cu.edu.tr

lika partikülleri içermektedir. Bu partiküller sayesinde materyalin radyoopasitesi artırılarak ışığın daha derinlere ulaşabilmesi sağlanır (Karakuyu, 2017).

Bulk fill kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinlerden daha verimli ve tekniğe daha az duyarlı olabilen diş renginde restorasyonlar sağlar. Mekanik özellikler, estetik sonuç ve yerleştirme tekniği, mevcut materyaller arasında önemli ölçüde farklılık gösterir. Bu materyaller özellikle uygulama süresinin önemli olduğu posterior kavileri restore ederken faydalı olabilir. Bu durum, tedavi süresinin ideal olarak kısa tutulduğu çocuklar ve endişeli hastalarda da avantaj sağlar. Genel olarak, üreticinin iddialarını doğrulayan bulk fill kompozit rezin kullanımını destekleyen erken dönem umut verici in vitro çalışmalar vardır. Bununla birlikte, bu materyallerin uzun vadeli sonuçları hakkında çok az klinik (in vivo) araştırma vardır ve bu nedenle etkinlikleri konusunda dikkatli olunması gerekmektedir. Bu materyallerin gerçek etkinliğinin değerlendirilebilmesi için bu tür verilere ihtiyaç duyulmaktadır. Bu materyallerin vaat ettiği sonuçlar ve amalgamın aşamalı olarak sona ermesi göz önüne alındığında, yakında daha fazla klinik kanıt elde edilmesi öngörülmektedir. Daha fazla veri mevcut olana kadar, klinisyenlerin materyalleri dikkatlice seçmeleri ve üreticinin talimatlarına kesinlikle uymaları önerilir.

BULK FİLL KOMPOZİTLERİN YAPISI

Genel olarak bulk fill kompozit rezinlerin kimyasal yapısı geleneksel kompozitlere benzerlik göstermektedir. Geleneksel kompozit rezinler organik faz (polimer matriksi), inorganik faz (doldurucu fazı) ve ara faz (bağlayıcı faz) olarak adlandırılan üç farklı fazdan oluşmaktadır.

Bulk fill kompozitler geleneksel kompozitlerle benzer doldurucu içermelerine rağmen, bazı bulk fill kompozit üreticileri polimer matriks içerisindeki Bisfenol A-glisidilmetakrilat (Bis-GMA)'ı kullanmaktan vazgeçerek diğer dimetakrilatlar- dan oluşan organik matriksi kullanmayı tercih etmişlerdir. (Zaruba, Wegehaupt, & Attin, 2013) Bu durum rezin matrikste yer alan UDMA, TEGDMA (Triethylene glycol dimethacrylate) ve EBPDMA'nın (ethoxylated-bisphenol-A-dimethacrylate), Bis-GMA'ya göre daha esnek bir polimer yapı oluşturmasını ve daha az viskoz olmasını sağlamıştır. Ayrıca Bis-GMA, EBPDMA'ya göre daha fazla hidrofiliktir ve su emerek bozulma riski taşır. Bu nedenle bulk fill kompozitlerde EBPDMA'nın kullanılması renk değişikliği riskini azaltmaktadır. Bulk fill kompozit rezin matriksleri içerisinde farklı foto aktif başlatıcılar (kamferokinon/tersiyer amin (CQ/TA), trimethyl benzoyl phosphine oxide (TPO), phenylpropanedione (PPD), bisacylphosphine oxide)(A Santini, Gallegos, & Felix, 2013) kullanımı, bu kompozitlerin polimerizasyon derinliğini arttırmaktadır (Aydın & ark., 2019; Mahant & ark., 2016).

BULK FİLL KOMPOZİTLERİN SINIFLANDIRILMASI

Bulk Fill kompozitler polimerizasyon şekillerine ve inorganik doldurucu içeriklerine göre 3 gruba ayrılmaktadır:

- Akışkan bulk fill kompozitler (düşük vizkoziteli)
- Kondanse edilebilir bulk fill kompozitler (yüksek vizkoziteli)
- Dual-cure bulk fill kompozitler

AKIŞKAN BULK FİLL KOMPOZİTLER (DÜŞÜK VİZKOZİTELİ)

Genellikle düşük viskoziteye sahiptirler ve erişimin sınırlı olduğu kaviterlerde, restoratif materyalin yerleştirilmesinde ve kaviteye adapte edilmesinde kolaylık sağlamaktadırlar. Bu kompozitler esneme kapasitesinin yüksek olması ve foto aktif grup olarak üretilen dimetakrilat rezin içermesi nedeniyle posterior bölgelerdeki kaviterlerde, polimerizasyon büzülme streslerini azaltmak amacıyla liner olarak kullanılmaktadır.

Düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezinlerin; yüzey sertlikleri ve aşınma dirençleri düşük, su emilimi yüksek ve mekanik özellikleri yetersizdir (Aydın & ark., 2019). Bu sebeple düşük vizkoziteli bulk fill kompozit rezin kullanıldığında, son tabakanın geleneksel kompozitlerle bitirilmesi önerilmektedir.

KONDANSE EDİLEBİLİR BULK FİLL KOMPOZİTLER (YÜKSEK VİZKOZİTELİ)

Yüksek viskoziteli bulk fill kompozitler rezin matrikslerinde daha fazla doldurucu içermektedirler. Doldurucu oranının artmasıyla kompozitin mekanik özellikleri de artar. Bu nedenle yüksek vizkoziteli bulk fill kompozitler posterior kaviterlerde tek başına kullanılabilirler. Diğer yüksek viskoziteli kompozitlerden farklı olarak, sonik olarak aktive edilen Sonic Fill 2 (Kerr) kompozit, özel dizayn edilen el aleti ve sonik titreşim ile yüksek viskoziteli kompozitten düşük viskoziteli kompozite dönüşür. Böylece daha vizküz hale gelen kompozit kaviteye daha kolay uygulanabilir (Aydın & ark., 2019).

DUAL-CURE BULK FİLL KOMPOZİTLER

Son zamanlarda, pat-sıvı pat materyalin karıştırılması ile elde edilen dual-cure bulk fill kompozit rezinler tanıtılmıştır. Bu kompozit rezinlerde amaç, kimyasal aktivasyon ile ışık saçılmasının etkilerini en aza indirmektir. Fotoaktivasyon, yüzeyel tabakalarda kompozitlerin hızlı ve erken polimerize olmasını sağlarken, ışık geçişinin azaldığı daha derin tabakalarda, daha yavaş kimyasal polimerizasyon takviyesi gerçekleşir. Ayrıca, ışıkla polimerizasyondan önceki düşük polimerizas-

yon hızı, materyal içinde viskoelastik bir akışa ve stres gevşemesine izin vererek dual-cure kompozit rezinlerde boşluk oluşumunu azaltır. Ek olarak, pat-sıvı pat karışımı polimerizasyon büzülme stresini azaltabilen daha düşük bir elastik modül sunabilir (Fraga& ark., 2021).

BULK FİLL KOMPOZİTLERİN FİZİKSEL VE MEKANİK ÖZELLİKLERİ

Geleneksel rezin esaslı kompozitlerin geliştirilmesinde üreticiler, materyallerin mekanik özelliklerini iyileştirmek için ürünlerinin doldurucu içeriğini sürekli olarak arttırmaya çalışmışlardır. Bununla birlikte, polimerizasyon derinliğini artırmak için daha düşük doldurucu oranına sahip olma eğiliminde olan birçok bulk fill kompozit materyalde durum böyle değildir. Bulk fill kompozit rezinlerin geleneksel akışkan kompozit rezinlere kıyasla nispeten düşük kırılma dayanıma ve aşınma direncine sahip olduğu bulunmuştur (Engelhardt & ark., 2016). Bu nedenle üreticiler, bulk fill kompozit rezinlerin geleneksel kompozit rezinle ile kapatılmasını tavsiye eder. Bu durum bulk fill kompozit rezinlerin avantajları arasında yer alan yerleştirme hızının azalmasına neden olur. Ek olarak, yazarlar, kontakt noktası kaybı ile sonuçlanabilecek komşu dişe karşı aşınma riskinden dolayı bulk fill kompozit rezinler kullanıldığında, proksimal temas noktalarının yanı sıra oklüzal yüzeylerin de geleneksel bir kompozit rezin ile restore edilmesini önermektedir. Bulk fill kompozit rezinler çok çeşitli fiziksel özellikler gösterirler ve eşit performans göstermezler, bu nedenle klinisyen materyalleri özelliklerine göre dikkatlice seçmelidir. (Chesterman & ark. , 2017)

Bulk fill kompozit rezinler çoğunlukla posteriora, stres taşıyan bölgede kullanıldığından, bu kompozit rezinlerin yeterli mekanik özelliklere sahip olması gerekir. Geçmişte, akışkan kompozitlerin bu alanlara yapılan restorasyonlar için uygun olmadığı düşünülüyordu. Bu nedenle, özellikle akışkan base bulk fill kompozitler açısından endişeler dile getirilmiştir. Kompozitlerin özellikleri ile klinik performansları arasında çok az korelasyon olmasına rağmen, posterior bölgede dayanım, sertlik ve aşınma direnci istenen niteliklerdir. Genel olarak, doldurucu hacmi; elastik modül, dayanım ve sertlik gibi materyal özellikleri ile pozitif olarak ilişkili görünmektedir. Bunun bir sonucu olarak, akışkan base bulk fill kompozitler genellikle daha düşük mekanik özelliklere sahiptir.

DÖNÜŞÜM DERECESESİ

Kompozit rezinin dönüşüm derecesi, materyalin mekanik performansının ve biyouyumluluğunun belirlenmesinde çok önemlidir. Dayanım, elastik modül, sertlik ve çözünürlüğün, monomer dönüşüm derecesi ile doğrudan ilişkili olduğu

gösterilmiştir. Ek olarak, polimerizasyon sırasında dönüşüm derecesi değişikliklerinin değerlendirilmesi, farklı kompozit rezin formülasyonları ve polimerizasyon teknikleri kullanılarak polimerizasyon kinetiğini karakterize etme ve anlamada yararlı bir araç olarak kabul edilir. Nihai dönüşüm derecesi, esas olarak dimetakrilat monomerin kimyasal yapısı ve foto-başlatıcı konsantrasyonu gibi içsel faktörlere ve polimerizasyon koşulları gibi dışsal faktörlere bağlıdır (Alshali, Silikas, & Satterthwaite, 2013). Kompozit rezinlerin oklüzal tabakaları için %55'in altındaki dönüşüm derecesi değerleri önerilmez. Geleneksel kompozit rezinler için rapor edilen dönüşüm derecesi değerleri %52-%75 aralığındadır (Alshali & ark., 2013). Ilie ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada Fourier dönüşümlü kızılötesi spektrometresi (FTIR) kullanarak Tetric EvoCeram ve X-tra Base Bulk Fill kompozit rezinlerin dönüşüm derecelerini sırasıyla %41.4 ve %43.8 olduğunu bildirdi (Ilie, Keßler, & Durner, 2013). Çeşitli çalışmalar, bulk fill kompozitlerin azaltılmış polimerizasyon büzülme stresi gösterdiği sonucuna varmıştır. Bu özellikler, organik matrislerinde ve/veya doldurucu boyutunda ve içeriğinde, farklı foto başlatıcıların dahil edilmesinde ve daha yüksek translusentlikle ilgili modifikasyonla ilgili olabilir.

POLİMERİZASYON DERİNLİĞİ

Kompozit rezinlerin yeterli polimerizasyonunu sağlamak için geleneksel kompozit rezin restorasyonlarının 2 mm'lik tabakalarla yerleştirilmesi ve polimerize edilmesi gerektiği yaygın olarak kabul edilmektedir. Bir materyalin polimerizasyon derinliği, materyalin renk tonu ve translusentliğine bağlı olarak değişebilir; daha opak, daha koyu renkli rezinler, daha açık renkli daha translusent rezinlere kıyasla sığ bir polimerizasyon derinliğine sahiptir. Bazı kompozit rezinler dual-cure olmasına rağmen, piyasadaki bulk fill kompozit rezinlerin çoğu tamamen ışıqla polimerize olur. Üreticiler, çeşitli yöntemlerle polimerizasyon derinliğini arttırmaya çalıştılar:

- Doldurucu içeriğinin azaltılması
- Artan doldurucu partikül boyutu
- Ek foto başlatıcıların kullanımı.

Kompozit rezin içerisindeki doldurucu içeriğinin azaltılması ve doldurucu boyutunun arttırılması rezin-doldurucu partikül arayüzünde ışığın saçılma miktarını azaltır ve foto başlatıcıyı aktive edebilen ışık miktarını artırır. Matris ve doldurucunun kırılma indeksleri arasındaki eşleşme, doldurucu boyutundaki, ve şeklindeki değişikliklerin tümü, kompozitin ışık geçirgenliğini etkileyebilir. (Van Ende & ark., 2017)

Tetric EvoCeram Bulk fill, birkaç farklı foto başlatıcı kullanarak kür derinliğini artırır. Üreticiler, kamforokinon veya lucirinin gibi standart foto başlatıcılarla karşılaştırıldığında, germanyum esaslı Ivocerin adlı oldukça reaktif bir foto başlatıcının daha kalın tabakaların polimerize edilmesini sağladığını iddia etmektedir. Ivocerin, maksimum 370 ila 460 nm dalga boyu aralığında yüksek bir absorpsiyon katsayısına sahiptir.(Van Ende & ark., 2017) Bu değişikliklere rağmen, ışıkla polimerize olan bulk fill kompozit rezinlerin 4-5 mm tabaka kalınlığında kullanılmaktadır. Bulk fill kompozit rezinlerin daha kalın tabakalar halinde uygulanabilmesi, bu materyallerin fotobaşlatıcı dinamiklerinin geliştirilmesi ve translüsensi özelliklerinin artırılmasıyla açıklanmaktadır (Eryuva, 2020). Dikkate alınması gereken diğer bir faktör, ışık cihazının ucundan uzaklık arttıkça ışık yoğunluğunda meydana gelen düşüştür. Yapılan bir çalışma, ışık cihazının ucundan restorasyon yüzeyine olan mesafeyi artırmanın, her 1 mm'de ışık yoğunluğunu %10 azalttığını bildirmiştir. (Rueggeberg & ark., 1993)

Başka bir çalışmada kompozit rezinin 2 mm mesafeden polimerize edildiğinde yüzeye ulaşan ışık yoğunluğun, ışık cihazından çıkan yoğunluğun %6'sına düşebileceği bulunmuştur (Prati & ark., 1999). Bu nedenle, yazarlar 4 mm veya daha fazla tabaka kalınlıklarının polimerizasyonunda dikkatli olunmasını tavsiye eder. Doğrudan erişim, ışık ucunun kavite tabanından uzaklığı ve ışık cihazından çıkan ışık yoğunluğu, her bir vaka için uygun polimerizasyon sürelerine karar verirken dikkate alınmalıdır. Ek olarak, genel uygulamada ışık cihazlarının etkinliğinin, cihazların %50'ye yakın kısmının minimum ışıklandırma seviyelerine ulaşmaması nedeniyle yetersiz olduğu bulunmuştur (300 mw/cm^2) (Pelissier & ark., 2011). Bu nedenle, ışık cihazlarının düzenli olarak bakımının yapılması ve ışık çıkışları açısından değerlendirilmesi önerilir (Ario Santini, 2010). Üreticilerin ışık cihazları hakkında farklı görüşleri mevcuttur. Bazı çalışmalar, bulk fill kompozitler için daha uzun polimerizasyon sürelerinin gerekmesi nedeniyle, önerilen ışıklandırma sürelerinin savunulamayacağını öne sürmüştür (Tarle & ark., 2015). Bir in vitro çalışma, mevcut bulk fill kompozit rezinlerin bazılarının, üretici tarafından iddia edilenden önemli ölçüde daha düşük polimerizasyon derinliğine sahip olduğunu bildirdi (Garcia & ark., 2014). Bununla birlikte, en son çalışmalar, üreticinin, optimal polimerizasyon koşulları ile bulk fill kompozit rezinin artan tabaka kalınlıklarında yeterli sertliğe ulaşabileceğini bildirmiştir (Alrahlah, Silikas, & Watts, 2014; Bucuta & Ilie, 2014; El-Damanhoury & Platt, 2014). Tabaka kalınlığı çok fazlaysa, tabanda polimerize olmamış rezin kalabilir, bu da işlem sonrası hassasiyete, marjinal sızıntıya, çürüklere ve restorasyonun mekanik başarısızlığına neden olabilir. Dual-cure kompozit rezinlerin ortaya çıkışı, restorasyonların istenen özelliklerini korurken polimerizasyon derinliği konusundaki endişeleri ortadan kaldırdığı için heyecan verici bir yeniliktir.

POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİ

Büzülme stresi, materyalin bir özelliği değildir; kavitenin konfigürasyonu ve boyutu gibi dişle ilgili çeşitli değişkenlerden etkilenir. Büzülme stresini etkileyen en önemli özellikler, kompozitlerin hacimsel büzülmesi ve elastik modülüdür. Bununla birlikte, bu özellikler genellikle birbiriyle ters orantılıdır ve büyük ölçüde doldurucu miktarına bağlıdır. Daha yüksek doldurucu içeriklerinden dolayı bulk fill kompozit, base kompozitlere göre daha az hacimsel büzülme gösterir ancak daha yüksek elastik modül sergiler. Bulk fill kompozitlerin bileşimi oldukça değişkendir ve üreticiler genellikle bu konuda ayrıntılı bilgi vermezler. Seçilen monomerlerin nispi miktarlarını değiştirerek, spesifik özellikler optimize edilebilir. (Van Ende & ark., 2017)

Polimerizasyonda meydana gelen büzülmenin etkisini azaltmak için tamamen ışıkla polimerize olan kompozit rezinin aşamalı olarak yerleştirilmesi önerilir. Polimerize edilmemiş kompozit rezin kavitenin birden fazla duvarına temas ettiğinde C-faktörünü artırır (Feilzer, De Gee, & Davidson, 1987). Bu büzülme stresi, diş ile restoratif materyal arasındaki en zayıf ara yüzde restorasyonun başarısız olmasına neden olabilir (Feilzer & ark., 1987). Bu durum sekonder çürük, marjinal renklenme, diş kırılması ve işlem sonrası hassasiyet gibi bir dizi potansiyel soruna neden olabilir. Üreticiler bulk fill kompozit rezinlerin, daha kalın tabakalar halinde yerleştirildiğinde geleneksel kompozit rezinlerden daha düşük polimerizasyon stresleri meydana geldiğini iddia eder.

Genel olarak, bulk fill kompozit rezinlerin kompozit rezinlere benzer hacimsel büzülmeye sahip olduğu gösterilmiştir, bu da bu materyalleri kullanmanın bir faydası olmadığını düşündürülebilir. Bununla birlikte, spesifik olarak büzülme stresine bakıldığında, in vitro çalışmalar, bulk fill kompozit rezinlerin geleneksel kompozit rezinlerden daha az büzülme stresi sergilediğini göstermiştir (El-Damanhoury & Platt, 2014). Bu durum, bulk fill kompozit rezinlerin büzüşürken, bunun mutlaka marjinal bütünlüğe zarar vermediğini göstermektedir. Üreticiler, daha düşük bir elastik modülüne sahip olan büzülme stres gidericilerinin dahil edilmesi gibi büzülme stresinin etkisini çeşitli şekillerde değiştirmiştir.

MARJİNAL BOŞLUK (GAP) OLUŞUMU

Polimerizasyon büzülmesi, kompozit rezin restorasyonu ile diş arasındaki ara yüzde ve ayrıca diş yapısı içinde kompozit rezinler içinde stres yaratır. Polimerizasyon büzülmesi, marjinal veya para marjinal boşluk oluşumuna ve dolayısıyla marjinal renk bozulmasına, nano sızıntıya veya ikincil çürüklere yol açabilir (Peutzfeldt & ark., 2018). Marjinal boşlukların oluşup oluşmaması ve boşlukların

oluşma derecesi, birden fazla faktör arasındaki etkileşime bağlıdır. Bu etkileşimlerin bazıları ise kompozit rezinle, bazıları ise kavite biçimi ve restoratif prosedürle ilgilidir (Peutzfeldt & ark., 2018).

Marjinal boşluk oluşumu ve marjinal adaptasyona bakıldığında, çalışmaların sonuçları kesinlik ifade etmemektedir. Bazı çalışmalarda, bulk fill kompozit materyallerle geleneksel kompozit rezinler karşılaştırıldığında istatistiksel bir fark gözlenmezken, bazı çalışmalar, geleneksel tabakalama ile karşılaştırıldığında bulk fill kompozit materyallerde kenar sızdırmazlığında bir gelişme olduğunu öne sürmektedir.

BULK FİLL KOMPOZİTLERİN KLİNİK PERFORMANSI

Bulk fill kompozit rezinler ile ilgili kaliteli in vitro araştırmalar sınırlıdır, in vivo klinik araştırmalar ise birkaç çalışma dışında nadirdir (Karaman, Keskin, & Inan, 2017). Bulk fill kompozit rezinlerin, amalgam veya geleneksel kompozit rezinlere uygun bir alternatif olduğunu gösteren bazı klinik kanıtlar vardır (Bayraktar & ark., 2017; Karaman & ark., 2017; Van Dijken & Pallesen, 2016), ancak daha kaliteli verilere ihtiyaç duyulmaktadır. Geleneksel tabakalama tekniği ile karşılaştırıldığında, bulk fill kompozit rezin kullanılarak son zamanlarda yapılan randomize bir klinik çalışma, beş yıl boyunca karşılaştırılabilir başarıya ulaşmıştır (Van Dijken & Pallesen, 2016). Bir başka çalışma, bulk fill kompozit rezinlerin pulpotomi uygulanan süt dişlerin restorasyonunda paslanmaz çelik kronlar kadar başarılı olduğunu göstermiştir (Cantekin & Gumus, 2014). Ancak, gerçek şu ki, şu anda bulk fill kompozit rezinlerin kullanımını desteklemek için klinik araştırma sayısı oldukça azdır. Klinisyenler, belirli bir klinik senaryo için bir materyalin potansiyel avantajlarını ve dezavantajlarını tartmalıdır. Bulk fill kompozitlerin estetik özellikleri, amalgamla kıyaslandığında büyük ölçüde gelişmiştir, ancak geleneksel hibrit rezin kompozitlerle kıyaslandığında bu materyallerin renk tonu ve translüsentliği sınırlı kalabilmektedir. Nihai estetiğin kilit bir faktör olduğu hastalar için, geleneksel rezin esaslı kompozitlerle son tabakanın bitirilmesi gerektiği belirtilmiştir ve bu kompozitler çoğu bulk fill kompozit rezinle uyumludur (Chesterman & ark., 2017).

KAYNAKLAR

1. Abbas, G., Fleming, G., Harrington, E., Shortall, A., & Burke, F. (2003). Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *Journal of dentistry*, 31(6), 437-444.
2. Alrahlah, A., Silikas, N., & Watts, D. (2014). Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dental Materials*, 30(2), 149-154.
3. Alshali, R. Z., Silikas, N., & Satterthwaite, J. D. (2013). Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dental Materials*, 29(9), e213-e217.

4. Aydın, N., Karaoğluoğlu, S., Oktay, E. A., Topçu, F. T., & Demir, F. (2019). Diş hekimliğinde bulk fill kompozit rezinler. *Selcuk Dental Journal*, 6(2), 229-238.
5. Barutçigil, Ç., Barutçigil, K., Özarslan, M. M., Dünder, A., & Yılmaz, B. (2018). Color of bulk-fill composite resin restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(2), E3-E8.
6. Bayraktar, Y., Ercan, E., Hamidi, M. M., & Çolak, H. (2017). One-year clinical evaluation of different types of bulk-fill composites. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 8(2), e12210.
7. Bucuta, S., & Ilie, N. (2014). Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical oral investigations*, 18(8), 1991-2000.
8. Cantekin, K., & Gumus, H. (2014). In vitro and clinical outcome of sandwich restorations with a bulk-fill flowable composite liner for pulpotomized primary teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 38(4), 349-354.
9. Chesterman, J., Jowett, A., Gallacher, A., & Nixon, P. (2017). Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British dental journal*, 222(5), 337-344.
10. El-Damanhoury, H., & Platt, J. (2014). Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative dentistry*, 39(4), 374-382.
11. Engelhardt, F., Hahnel, S., Preis, V., & Rosentritt, M. (2016). Comparison of flowable bulk-fill and flowable resin-based composites: an in vitro analysis. *Clinical oral investigations*, 20(8), 2123-2130.
12. Eryuva, H. (2020). *Bir Bulk-Fill Kompozitin Klinik Olarak Değerlendirilmesi*. Karadeniz Teknik Üniversitesi,
13. Feilzer, A. J., De Gee, A. J., & Davidson, C. (1987). Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of Dental Research*, 66(11), 1636-1639.
14. Fraga, M. A. A., Correr-Sobrinho, L., Sinforeti, M. A. C., Carletti, T. M., & Correr, A. B. (2021). Do dual-cure bulk-fill resin composites reduce gaps and improve depth of cure. *Brazilian Dental Journal*, 32, 77-86.
15. Garcia, D., Yaman, P., Dennison, J., & Neiva, G. (2014). Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative dentistry*, 39(4), 441-448.
16. Ilie, N., & Hickel, R. (2011). Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dental Materials*, 27(4), 348-355.
17. Ilie, N., Keßler, A., & Durner, J. (2013). Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *Journal of dentistry*, 41(8), 695-702.
18. Karakuyu, H. (2017). *Bulk-Fill Kompozit Resinler İle Geleneksel Kompozit Resinlerin Klinik Olarak Karşılaştırılması*. Kocaeli Üniversitesi,
19. Karaman, E., Keskin, B., & Inan, U. (2017). Three-year clinical evaluation of class II posterior composite restorations placed with different techniques and flowable composite linings in endodontically treated teeth. *Clinical oral investigations*, 21(2), 709-716.
20. Mahant, R. H., Chokshi, S., Vaidya, R., Patel, P., Vora, A., & Mahant, P. (2016). Comparison of the amount of temperature rise in the pulp chamber of teeth treated with QTH, second and third generation LED light curing units: an in vitro study. *Journal of lasers in medical sciences*, 7(3), 184.
21. Pelissier, B., Jacquot, B., Palin, W. M., & Shortall, A. C. (2011). Three generations of LED lights and clinical implications for optimizing their use. 1: from past to present. *Dental update*, 38(10), 660-670.
22. Peutzfeldt, A., Mühlebach, S., Lussi, A., & Flury, S. (2018). Marginal gap formation in approximal "bulk fill" resin composite restorations after artificial ageing. *Operative dentistry*, 43(2), 180-189.
23. Prati, C., Chersoni, S., Montebugnoli, L., & Montanari, G. (1999). Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *American Journal of Dentistry*, 12(5), 231-234.

24. Rueggeberg, F. A., Caughman, W. F., Curtis, J. W., Jr., & Davis, H. C. (1993). Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *American Journal of Dentistry*, 6(2), 91-95.
25. Santini, A. (2010). Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials. *Dental update*, 37(4), 214-227.
26. Santini, A., Gallegos, I., & Felix, C. Photoinitiators in Dentistry: A Review, *Primary Dental Journal*. 2 (2013) 30-33. In.
27. Sarrett, D. C. (2005). Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dental Materials*, 21(1), 9-20.
28. Tarle, Z., Attin, T., Marovic, D., Andermatt, L., Ristic, M., & Tauböck, T. (2015). Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clinical oral investigations*, 19(4), 831-840.
29. Van Dijken, J. W., & Pallesen, U. (2016). Posterior bulk-filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study. *Journal of dentistry*, 51, 29-35.
30. Van Ende, A., De Munck, J., Lise, D. P., & Van Meerbeek, B. (2017). Bulk-fill composites: a review of the current literature. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 19(2), 95-109.
31. Zaruba, M., Wegehaupt, F. J., & Attin, T. (2013). Comparison between different flow application techniques: SDR vs flowable composite. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 15(2), 115-121.

Bölüm 11

BULK-FİLL KOMPOZİTLERDE POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİNİN MİKRO-BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ: LİTERATÜR DERLEMESİ

Özge Gizem CABADAĞ¹

Tuğba MİSİLLİ²

GİRİŞ

Son yıllarda estetik restorasyonlara yönelik artan talepler nedeniyle kompozit rezinler, günümüz restoratif diş hekimliğinde önemli bir yer edinmiştir. Kompozit restorasyonlar, anterior dişleri restore etmek için ilk seçenek olarak kabul edilmekle birlikte, dental amalgam kullanımının azalması posterior dişlerde de kullanımlarının global ölçekte artmasına neden olmuştur⁽¹⁾. Kompozit rezinlerin direkt anterior ve posterior restorasyonlarda tercih edilmelerinin nedenleri arasında tatmin edici estetiğe sahip olmaları, indirekt restorasyonlara kıyasla diş yapısını korumaları, tamir edilebilirlikleri ve maliyetlerinin uygun olması sayılırken, polimerizasyon büzülmesi ve oluşan büzülme stresi başlıca dezavantajlarını oluşturmaktadır⁽²⁾. Polimerizasyon büzülmesi, monomerler arasında bulunan Van der Waals bağlarının polimerizasyon reaksiyonunun ilerlemesiyle yerini kovalent bağlara bırakması ve bu süreçte monomerler arası mesafenin 4 Å'dan 1,54 Å'a düşmesiyle birlikte yapıda %1,5-5 oranında meydana gelen hacimsel büzülme olarak tanımlanır⁽³⁾. Resin materyallerde meydana gelen polimerizasyon büzülme gerilimleri, pre-jel ve post-jel olarak iki ayrı fazda ele alınır. Önemli demarkasyonlardan biri olan jel noktasına kadar olan süreçte rezinin akıcılığı ve kavite içine yayılması stresi kısmen azaltırken, vitrifikasyon noktasına gelinmesiyle rezin yüksek elastisite modülü göstermeye başlayıp, akışkanlığını kaybederek camsı bir yapıya dönüştüğü için restorasyon ve diş dokusu arasındaki bağlantı gibi polimerizasyon büzülmesi üzerindeki herhangi bir kısıtlayıcı etki, rezidüel büzülme stresi oluşturmaktadır. Oluşan büzülme stresi, restorasyon/diş arayüzeyi boyunca

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Pamukkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AD., gizemyndny@outlook.com

² Dr. Öğr. Üyesi, Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AD., dt.tugbay@outlook.com

veya restorasyon kenarlarındaki bağlantının kopmasıyla, internal ve marjinal aralanmalara, materyal ve/veya diş yapısında mikro çatlaklara ve kaspal hareketlere neden olabilmekte, nihayetinde restorasyonun kaybına yol açabilmektedir⁽⁴⁾.

Polimerizasyon büzülmesi ve bunun sonucunda oluşan streslerin kontrol altına alınabilmesi amacıyla materyallerin yapısında modifikasyonlar, tabakalı yerleştirme teknikleri, farklı ışık uygulama stratejileri ve stres absorban olarak liner kullanımı gibi pek çok yöntem mevcuttur⁽⁴⁻⁶⁾. Rezin esaslı dental materyallerde polimerizasyon büzülme streslerini materyal içeriği açısından ele alan sistematik bir derleme ve meta-analiz çalışmasında, inorganik doldurucu fazda yapılan modifikasyonların, doldurucu miktarı ve boyutunun arttırılması ile alternatif doldurucu ve nanojel ilavelerini içerdiğinden; silan bağlayıcı ajan modifikasyonlarında non-silanize doldurucular ile alternatif işlevselleştirilmiş (thiol-ene) sistemlerin kullanımından söz edilmiştir. Organik matriks yapıda ise geleneksel formülasyon oranlarında yapılan değişiklikler, alternatif fotobaşlatıcı, siloran ve thiol-ene esaslı monomerler ile thio-üretan oligomer ilaveleri aracılığıyla polimerizasyon büzülme stresleri minimize edilmeye çalışılmıştır⁽⁶⁾. Rezin esaslı dental materyallerin polimerizasyon büzülme streslerini teknik protokol ve fotoaktivasyon stratejileri açısından değerlendiren sistematik derleme ve meta-analiz çalışmasında ise polimerizasyon büzülme streslerini azaltmaya yönelik yapılabilecekler; i. materyallerin yerleştirilmesinde alternatif teknik protokollerin kullanımı, ii. materyale uygulanan ışık yoğunluğunun veya toplam enerjinin modifikasyonu, iii. alternatif polimerizasyon kaynakları kullanımı ve iv. alternatif fotoaktivasyon modları kullanımı olmak üzere dört ana başlıkta ele alınmıştır⁽⁷⁾. Diğer yandan klinisyenler, yalnızca zaman kazancı için değil hata potansiyelini de azaltmak için basit yaklaşımlar tercih etmektedirler. Son yıllarda restorasyon sürecini hızlandırmak ve tabakalama tekniğinden kaynaklanan problemlerin üstesinden gelmek için üretici firmalar, tek seferde 4-5 mm'ye kadar polimerize edilebildiğini belirttikleri bulk-fill kompozitleri geliştirmiş ve klinik pratikte hızla yer bulmaya başlamıştır. Bulk-fill kompozitlerde polimerizasyon derinliğinin artırılmasında, alternatif ve daha reaktif fotobaşlatıcıların ilavesinin yanı sıra benzer refraktif indeks gösteren doldurucu ve monomer yapıları, doldurucu miktarının azaltılması veya boyutunun artırılmasıyla ışığın daha derin tabakalara penetrasyonunun sağlanması gibi farklı stratejiler kullanılmıştır^(4,8). Polimerizasyon büzülme streslerinin azaltılmasında ise polimerizasyon modülatörü, yüksek molekül ağırlıklı monomer ve ilave fragmentasyon monomeri ilaveleri ile stres indirgeyici olarak görev yapan modifiye doldurucu partiküllerin yapıya dahil edilmesi gibi bazı modifikasyonlardan yararlanılmıştır^(8,9).

Yeni rezin materyallerin geliştirilmesi yanında, polimerizasyon büzülmesiyle karşımıza çıkan bu kaçınılmaz klinik belirtiler ve semptomlar, konuyu klinisyen-

ler ve araştırmacılar için önemli bir hale getirmektedir. Rezin kompozitlerin restoratif materyal olarak kullanılmasından bu yana, polimerizasyon büzülmesi ve büzülme stresinin etkisinin değerlendirilmesinde pek çok deneysel yöntemden yararlanıldığı gözlenmektedir. Hacimsel ve lineer büzülme ile kasal defleksiyon ölçümleri, kavite adaptasyon (mikrosızıntı) testleri, sonlu elemanlar analizi ve mikro-bilgisayarlı tomografi (μ -BT) gibi görüntüleme teknikleri bu amaçla kullanılan yöntemlerdir^(2,10). Bunlardan μ -BT yöntemi, numunelerde strese ve bozulmaya yol açmadan, elde edilen verilerin üç boyutlu görüntüler olarak yeniden yapılandırılabilmesine ve diş boşluğu gibi belirli bir geometrik konfigürasyon içindeki materyal davranışının kalitatif ve kantitatif olarak analiz edilmesine olanak tanımaktadır⁽¹¹⁾. Bu literatür derlemesinde, polimerizasyondan ödün vermesizin, tabakalı olarak yerleştirilen konvansiyonel kompozitlere benzer büzülme stresi gösterdiği iddia edilen bulk-fill kompozitlerin, polimerizasyon büzülmesinin ve büzülme stresinin etkilerinin ölçülmesinde μ -BT analizini kullanan çalışmalar ve kullanım yöntemleri ele alınmıştır.

POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİ VE BÜZÜLME STRESİ ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİNDE μ -BT KULLANIMI

1980'li yılların başında geliştirilen ve yapıların mikro düzeyde değerlendirilmesine imkan veren μ -BT ile devrim niteliğinde bir ilerleme kaydedilmiş ve 5-50 μ m boyutlarında vokselleştirilmesiyle, çok daha iyi uzaysal çözünürlük sağlanmıştır^(12,13). Klinik BT tarayıcıların aksine, μ -BT cihazında X-ışını kaynağı ve dedektör genellikle sabit olup, ölçüm yapılacak nesne kendi ekseninde döndürüldüğünden vibrasyonun azalması, çözünürlüğün arttığı ve daha küçük ışık kaynağı kullanılmasıyla, penumbra'yı azaltarak görüntünün keskinliğini artırdığı söylenebilir⁽¹²⁾. μ -BT diş hekimliğinde, mine kalınlığı ölçümü ve diş karakterizasyonu, kök kanallarının analizi, kraniyofasiyal iskelet gelişiminin değerlendirilmesi, dişlerdeki mineral konsantrasyonunun ölçülmesi, implant ve çevresindeki kemik dokunun mikro yapısının değerlendirilmesi, biyomekanik davranışın analizi (sonlu elemanlar analiziyle birlikte) ve doku mühendisliği gibi pek çok alanda kullanılmakta ve popüleritesinin gün geçtikçe arttığı görülmektedir⁽¹⁴⁾. Ek olarak, μ -BT'nin materyal içindeki boşluklarının analizi, doldurucu dağılımı, polimerizasyon büzülmesi ile ilgili araştırmalar ve mikro çatlak analizi dahil olmak üzere dental materyal biliminde de uygulanabileceği bildirilmiştir⁽¹⁵⁾.

1. POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİNİN HACİMSSEL DEĞERLENDİRMESİ

Hacimsel büzülme, genellikle iki boyutlu yöntemlerle, üç boyutlu değişikliklerin tahmin edilmesiyle değerlendirilmesine rağmen, üç boyutlu bir olgudur. μ -BT

gibi yeni teknolojilerin geliştirilmesi ile hacimsel büzülmenin üç boyutlu analizi daha basit ve güvenilir hale gelmiştir^(16,17). Hacimsel büzülmenin belirlenmesinde temelde kullanılan kalitatif veya yarı kantitatif geleneksel yöntemlere kıyasla, μ -BT ile kantitatif bir analiz yapılabilir⁽¹⁸⁾. Analiz, polimerizasyon öncesi ve sonrası kompozit hacimlerinin ölçülmesiyle gerçekleştirilmekte ve internal boşluklar da tespit edilebilmektedir⁽²⁾. Yöntemin sınırlaması, dental adezivler gibi yeterli radyoopasite göstermeyen ve düşük dolduruculu veya doldurucu içermeyen materyallerin yeniden yapılandırma yoluyla ayırt edilmesinin zorluğudur⁽¹⁹⁾.

Bulk-fill kompozitlerdeki hacimsel büzülmenin μ -BT kullanılarak değerlendirildiği çalışmalarda, geleneksel kompozitlere kıyasla, kendi içlerinde viskozitelerine göre ve dental adezivlerin kullanılmasının etkisi gibi farklı açılardan ele alındığı gözlenmektedir. Çalışmaların bir kısmında veriler, mikrosertlik, polimerizasyon derinliği⁽¹⁶⁾, bağlanma dayanımı⁽¹⁸⁾ bulgularıyla ilişkili olarak da incelenmiştir. Genel olarak, tüm kompozitlerin adeziv rezin uygulamasıyla daha az büzülme gösterdiği^(20,21), bulk-fill kompozitlerin, geleneksel rezin kompozitlere benzer^(16,18,22,23) veya daha düşük^(16,21,23,24), akışkan tipteki formlarının ise yüksek viskoziteli olanlara kıyasla daha fazla^(20,22) hacimsel polimerizasyon büzülmesi gösterdiği sonucuna varılmıştır. Kavite-lerin bağlanmamış serbest yüzeylerinde (oklüzal ve aproksimal dış yüzeyler) meydana gelen büzülmenin, diğer yüzeylerine göre daha belirgin olduğu bildirilmiştir⁽²¹⁻²⁴⁾.

Bulk-fill kompozitler ele alındığında göz önünde bulundurulması gereken bir diğer faktör, kompozit rezinlerin yapısında oluşan içsel boşlukların sayısını ve boyutunu azaltmanın bir yolu olarak bazı bulk-fill kompozit üreticileri tarafından sistemlerine eklenen sonik aktivasyon ve ön ısıtma uygulamalarıdır. Diğer yandan hacimsel büzülme ve boşluk oluşumu korelasyonunu inceleyen bir çalışma da bu iki parametre arasında zayıf bir pozitif ilişki ortaya koymuştur⁽²⁵⁾. μ -BT analiz yönteminde elde edilen 3 boyutlu görüntülerin toplu hacimsel değerlendirmeye imkan tanınması, kompozit restorasyonlardaki içsel porözitelerin tespiti için de uygun bir araç haline getirmektedir. İçsel boşluklar, potansiyel stres konsantrasyon alanlarıdır ve materyalin mekanik dayanımını ve aşınma direncini azaltarak, kırılma ve çatlak ilerlemesi için başlangıç noktaları olarak hareket edebilmekte ve restorasyonlarda başarısızlıklara yol açabilmektedir⁽²⁶⁾. Bu nedenle bulk-fill kompozitlerin μ -BT ile analizlerinde bir diğer araştırma konusu, ön ısıtma ve sonik aktivasyon uygulamalarının materyalde içsel boşlukların oluşması ve oranları üzerine etkisinin değerlendirilmesi olmuştur. Klinik rutinde sonik aktivasyonla uygulanmak üzere geliştirilmiş bulk-fill kompozitin, farklı uygulama metodlarından (geleneksel, sonik aktivasyon, ön ısıtma) etkilenmediği, diğer kompozit rezinlerde sonik aktivasyonun, geleneksel ve ön ısıtma uygulamalarına kıyasla

daha yüksek boşluk oranlarına neden olduğu ortaya konmuştur. Diğer yandan ön ısıtma ile uygulanmak üzere geliştirilmiş, termovisköz özellik gösteren bulk-fill kompozit yanında, diğer bulk-fill kompozitlerde de ön ısıtma uygulamasının boşluk oranlarını önemli ölçüde azalttığı belirtilmiştir⁽²⁷⁾. Sonik aktivasyon yönteminin değerlendirildiği başka bir çalışmanın bulguları da benzer şekilde, kullanılan restoratif materyale bağlı olarak boşluk oluşumunun artabileceği savını desteklemektedir^(25,26).

2. İNTERNAL/MARJİNAL ADAPTASYONUN İNCELENMESİ

Restorasyonların dış arayüzeylerinde açık marjinler oluşması ve kompozit-diş arasındaki internal adaptasyon bütünlüğünün etkilenmesi, kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesi sonucu meydana gelebilecek istenmeyen durumlar dandır. Restoratif materyallerdeki yetersiz arayüzey adaptasyonu, adezyon kayıplarına, tekrarlayan çürüklere ve pulpa irritasyonu gibi sorunlara yol açması nedeniyle değerlendirilmesi gereken faktörlerdir. Bu kusurlu arayüzlerin tespitinde, farklı mikroskop türleri veya replikalar aracılığıyla kenarların görselleştirilmesi için sıklıkla boya penetrasyon yöntemleri ve örneklerden kesit alınmasını gerektiren teknikler kullanılmaktadır⁽²⁸⁾. Elde edilen veriler araştırmacı tarafından yapılan görsel değerlendirmelere dayalı olarak yarı kantitatif ve aralık oluşum alanlarının tümünü temsil etmezler. μ -BT analizinde ise x-ışınlarının penetrasyon kabiliyeti sayesinde derinliğinden bağımsız olarak diş sert dokularının değerlendirilmesi mümkündür⁽²⁹⁾. Böylece restorasyonların kavite duvarlarında ve pulpal tabanında oluşan internal aralıkların ve pörözitelerin kantitatif olarak tespitini sağlayarak, örneklerde tahribat yaratan geleneksel yöntemlerin limitasyonlarının üstesinden gelmektedir⁽³⁰⁾. Ayrıca aynı tarama içinde restorasyon için farklı tipte parametre ve testlerin analizi mümkündür⁽³¹⁾.

Bulk-fill kompozit restorasyonların internal ve marjinal adaptasyonlarının analizinde μ -BT kullanan araştırmalar incelendiğinde, farklı kavite formlarında kullanılan restoratif materyalin tipi, yaşlandırma prosedürleri ve cam iyonomer esaslı liner kullanımı gibi çeşitli faktörlerin etkisinin ve polimerizasyon büzülme gerinimi/stresi ve kırılma direnciyle etkileşimlerinin ele alındığı gözlenmektedir. Bunun yanında araştırmalarda, internal adaptasyon bütünlüğünün tespiti için gümüş nitratin pulpa boşluğundan dentin tübülleri yoluyla internal mikro aralanmalara penetrasyonunun, μ -BT görüntülerindeki gri eşik değerlerinden yararlanılarak, kusurlu kenarların tüm duvar uzunluğuna oranlarının hesaplanması^(32,33) veya kontrast madde olmadan diş-restorasyon arayüzeyinde siyah alanlar olarak görülen boşluk hacminin^(29,34) ve boşluk hacminin tüm restorasyon hacmine oranının hesaplanması⁽²⁵⁾ gibi farklı ölçüm metodlarından yararlanıldığı görülmekte-

dir. Bu çalışmalarda ilk olarak termomekanik yaşlandırmanın, internal adaptasyonu olumsuz yönde etkilediği ve bunun materyalin elastisite modülüne bağlı olarak değişkenlik gösterdiği ortaya konmuştur⁽³²⁾. Akışkan bulk-fill kompozitler, yüksek viskoziteli bulk-fill ve hibrit kompozitlere göre; kaviteletin pulpal tabanı ve gingival basamağı, proksimal kavitenin bukkal ve lingual duvarlarına göre daha düşük arayüzey bütünlüğü sergilemiştir⁽³³⁾. Diğer yandan internal adaptasyon, polimerizasyon büzülme gerinimi/stresi ile yakından ilişkili bulunurken^(32,33), hacimsel büzülme ile arasında orta şiddette bir pozitif korelasyon tespit edilmiştir. Ayrıca bulk-fill kompozitlerin sonik veya el aletleriyle uygulanmasının, tabakalama tekniği uygulanan geleneksel kompozitlere benzer polimerizasyon büzülmesi ve aralık oluşumuna neden olduğu ve restorasyonda aralık oluşumunun polimerizasyon büzülmesi veya materyaldeki boşlukların hacmindense, kaviteye yerleştirilmesi esnasında meydana gelen aralık oluşumundan kaynaklandığı rapor edilmiştir⁽²⁵⁾. Benzer şekilde bir diğer çalışmada da hacimsel polimerizasyon büzülmesi ile aralık oluşumunun birbiriyle tamamen ilişkilendirilemeyeceği bildirilmiştir⁽²³⁾. Oğlakçı ve ark.⁽³⁴⁾, hem polimerizasyon sürecinin hem de yaşlandırmanın, test edilen tüm kompozitler için aralık hacminde önemli bir artışa neden olduğunu, akışkan bulk-fill kompozitlerin koronal bölgede aralık oluşumu açısından diğer test edilen kompozitlerle benzer bir davranış sergilediğini, servikal bölgede ise kullanılan materyal tipinin özellikle polimerizasyon sonrası gap oluşumu açısından belirgin farklılıklara yol açabileceğini tespit etmişlerdir. Farklı yerleştirme tekniklerinin Sınıf II kavite aproksimal kenarlarındaki aralık oluşumuna etkisi değerlendirildiğinde, uygulama yöntemi farketmeksizin gingival basamakta akışkan bulk-fill kullanımının, tabakalama yöntemiyle tek başına uygulanan geleneksel bir kompozite göre daha az oranda aralık oluşumuna neden olduğu bildirilmiştir⁽³¹⁾. Akışkan bulk-fill kompozitlerde liner cam iyonomer siman (CİS) kullanımını, kök kanal tedavili molar dişlerde boşluk oluşumu ve kırılma direnci açısından, geleneksel kompozitlerle kıyaslayan bir çalışmada da her iki tipteki kompozit materyalinin tek başına uygulanmaların benzer sonuçlara yol açtığı, cam iyonomer siman liner kullanımının kırılma direncini azaltıp, boşluk oluşumunu arttırdığı tespit edilmiştir⁽³⁰⁾. Akışkan ve yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitler, rezin modifiye cam iyonomer (RMCİS) liner ile birlikte kullanımları açısından değerlendirildiğinde ise yalnızca sonik aktivasyonlu bulk-fill kompozitlerin gap oluşumunda belirgin azalma sağlandığı sonucuna varılmıştır⁽²⁹⁾. Sonik aktivasyonlu bulk-fill kompozit, süt dişlerinde geleneksel CİS ve RMCİS ile karşılaştırıldığında da geleneksel CİS ile benzer boşluk oluşumu ve RMCİS'dan daha iyi bir kavite adaptasyonu gösterdiği tespit edilmiştir⁽³⁵⁾.

3. BÜZÜLME VEKTÖRLERİNİN HESAPLANMASI VE GÖRSELLEŞTİRİLMESİ

Polimerizasyon büzülmesinin büzülme vektörleri biçiminde görselleştirilmesi, Inai ve ark.⁽³⁶⁾ tarafından tanıtılan, ardından Chiang ve ark., Cho ve ark. ile Rösch ve ark.^(19,37,38) tarafından benimsenerek geliştirilen oldukça hassas bir yöntem olup, polimerizasyon öncesi ve sonrası kompozit restorasyonların μ -BT taramaları, işaretleme yardımcıları materyalin üç boyutlu hareketinin vektörel olarak görselleştirilmesini sağlayarak, polimerizasyon büzülmesinin büyüklüğünü ve yönünü anlamamızı imkan tanır⁽²⁾. Büzülme vektörü değerlendirme yönteminin kısıtlılığını, polimerizasyon kütsel hareketini izlemek için yapısal bileşenlerde doğal olarak mevcut değilse, radyopak zirkonya doldurucular veya radyolüsent cam boncuklar gibi izleyici parçacıkların eklenmesi gerekliliği oluşturmaktadır. Böylece doldurucuların konum değişiklikleri takip edilerek, polimerizasyon sonrası hareket mesafeleri üç boyutlu olarak elde edilir. Bununla birlikte, kompozitlerin yüksek viskozitesi, cam kürelerin ilave edilmesini ve yüksek radyoopasite, artefaktlara neden olarak μ -BT tabanlı büzülme vektörü değerlendirmesini engellemektedir⁽³⁹⁾.

Literatürde bu yöntemden, akışkan tipteki bulk-fill ve geleneksel kompozitlerde, bulk veya tabakalı yerleştirme tekniği uygulanmasının, bir diğer çalışmada ise bulk-fill kompozitler altında akışkan liner kullanımının, polimerizasyon büzülme vektörleri üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesinde yararlanıldığı gözlenmektedir. Her iki çalışma için de polimerizasyon vektörlerinin izlenmesinde akışkan kompozitlerin yapısına silanize edilmiş radyolüsent cam boncuklar eklenmiştir. Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit ise orijinal şekliyle yapısındaki doğal olarak mevcut olan küçük hava kabarcıklarıyla izlenmiştir^(10,39). İlk çalışmada bulk uygulama metodunun, daha yüksek büzülme vektör değerlerine ve kavite tabanından ayrılma eğilimine neden olduğu ve tabakalama yönteminin kompozit rezinin yerleştirilmesinde altın standart olmaya devam ettiği rapor edilmiştir⁽¹⁰⁾. Diğer araştırmada ise bulk-fill kompozitlerin tercihen tabakalı yerleştirilmesinin ve altına ince veya kalın akışkan liner uygulanmasının stres gidermede belirgin bir etki oluşturduğu ortaya konmuştur⁽³⁹⁾.

4. KASPAL DEFLEKSİYON ÖLÇÜMÜ

Kaspal defleksiyon, kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında, büzülme hareketlerine direnen diş sert dokuları tarafından üretilen içsel streslerin etkisinin saptanabilir bir göstergesidir⁽⁴⁾. Kaspal hareket zamanla mikroçatlakların yayılmasına, mine çatlaklarına, restore edilen dişin kırılma direncinde azalmaya, pos-

toperatif hassasiyete, pulpal problemlere ve aşırı durumlarda tüberkül kırıkları-na neden olabilir. Araştırmalarda, kaspal defleksiyonun tespitinde mikroskopi, gerinim ölçerler, esnek şeritler, lineer değişken diferansiyel transformatörler ve transillüminasyon teknikleri gibi farklı metotlardan yararlanılmış⁽⁴⁰⁾ ve kullanılan metoda bağlı olarak ortalama 15-50 µm arasında değişen kasp hareketi değerleri bildirilmiştir⁽²⁾. Ancak bu metodolojiler ile diş yapısındaki iki nokta arasındaki lineer değerler ölçülerek, sadece tek boyutta bir sonuç elde edilir. Bununla birlikte µ-BT tekniği, kati kavite sınır koşullarının analiz edilmesine izin vererek, tüm diş hacmi üzerindeki deformasyonu aynı anda üç boyutlu olarak ölçebilmektedir⁽⁴⁰⁾.

Bulk-fill kompozitlerde kaspal defleksiyonun µ-BT ile değerlendirildiği çalış-malarda geniş Sınıf II MOD kaviterler tercih edilmiş ve polimerizasyonla birlikte nasıl bir kasp deformasyonunun geliştiğini ölçmenin yanında zaman içinde mey-dana gelen higroskopik genleşmenin etkisi de değerlendirilmiştir. Yüksek visközi-teli bulk-fill kompozitleri, geleneksel kompozit rezinlerle kıyaslayan araştırmalar, daha az hacimsel kaspal defleksiyona yol açtığını gösterirken^(40,41), hem akışkan hem de yüksek visköziteli bulk-fill grupları içeren bir diğer çalışmada doldurucu oranının kaspal defleksiyon üzerinde direk etkisi olduğu, akışkan bulk-fill kom-pozitlerin kendi aralarında benzer ve yüksek visköziteli kompozitlere göre daha düşük kaspal defleksiyon değerleri sergilediği tespit edilmiştir⁽⁴²⁾.

Kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzülmesinin etkilerinin µ-BT ile de-ğerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan bir diğer *in vitro* yöntem mikrosızıntı anali-zidir. Bu yöntem, daha önce anlatılan arayüzey bütünlüğünü incelemek için aralık oluşumunun kontrast maddeyle tespit edilmesine benzer şekilde, ancak farklı ola-rak boya penetrasyonunun örneklerin radyoopak boyaya daldırılmasıyla kavite dış sınırından sağlanmasıyla gerçekleştirilmektedir^(43,44). Literatür incelendiğin-de, bulk-fill kompozitlerde µ-BT 3 boyutlu analiziyle gerçekleştirilen bir mikro-sızıntı çalışmasına rastlanmamıştır. Bulk-fill kompozitlerin her geçen gün daha da iyileştirilmiş versiyonları piyasaya sunulan bir materyal olmasının yanı sıra, µ-BT'nin de yeni bir teknoloji olması mevcut *in vitro* çalışmaların ve uzun süreli klinik deneylerin nispeten daha az sayıda olmasını açıklamaktadır.

SONUÇ

Rezin materyallerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesinin ölçülmesinde µ-BT verileri kullanılarak, restorasyonda meydana gelen hacimsel değişikliklerin yanında, kompozitin kavite duvarlarından ve marjinlerinden olası ayrılma bölge-lerinin, farklı koşulların büzülme vektörlerini nasıl etkilediğinin görüntülenmesi ve nicelleştirilmesi, böylece oluşan büzülme streslerinin etkisinin değerlendiril-mesi etkin bir şekilde gerçekleştirebilmektedir. Piyasada nispeten yeni olan bulk-

fill kompozitlerle yapılan çalışmalar, geleneksel restoratif materyallere benzer bir davranış sergilediklerini göstermiştir. Bu durum klinik prosedürleri basitleştirmeye ve tedavi sürelerini azaltmaya yönelik çabaların umut verici olduğu anlamına gelmektedir. Her geçen gün özellikleri iyileştirilmiş yeni versiyonlarıyla tanıştığımız bulk-fill kompozitlerin klinik davranışlarının tahmin edilmesinde yüksek doğruluk sağlayan μ -BT analizinin kullanılmasının, klinisyenlere öneri oluşturmada önemli faydalar sağlayacağı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Maran BM, de Geus JL, Gutiérrez MF, et al. Nanofilled/nanohybrid and hybrid resin-based composite in patients with direct restorations in posterior teeth: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 2020; 99, 103407. Doi: 10.1016/j.jdent.2020.103407
2. Kaisarly D, El Gezawi M. Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites: a literature review. *Odontology*, 2016; 104(3), 257-270. Doi: 10.1007/s10266-016-0264-3
3. Ağaccioğlu M, Aytac F. Kompozit rezinlerin polimerizasyon özellikleriyle ilgili analiz yöntemleri. *Türkiye Klinikleri. Dishekimliği Bilimleri Dergisi*, 2019; 25(2), 201-212. Doi: 10.5336/dentalsci.2017-58555
4. Soares CJ, Faria-E-Silva AL, Rodrigues MDP, et al. Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements-What do we need to know? *Brazilian Oral Research*, 2017; 31, e62. Doi: 10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0062
5. Al Sunbul H, Silikas N, Watts DC. Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites. *Dental Materials*, 2016; 32(8), 998-1006. Doi: 10.1016/j.dental.2016.05.006
6. Meereis CTW, Münchow EA, da Rosa WLDO, et al. Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials: a systematic review and meta-analyses of composition strategies. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2018; 82, 268-281. Doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.03.019
7. Münchow EA, Meereis CTW, da Rosa WLDO, et al. Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials: A systematic review and meta-analyses of technique protocol and photo-activation strategies. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2018; 82, 77-86. Doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.03.004
8. Lima, RBW, Troconis CCM, Moreno MBP, et al. Depth of cure of bulk fill resin composites: A systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2018; 30(6), 492-501. Doi: 10.1111/jerd.12394
9. Reis AF, Vestphal M, Amaral RCD, et al. Efficiency of polymerization of bulk-fill composite resins: a systematic review. *Brazilian Oral Research*, 2017; 31, e59. Doi: 10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0059
10. Kaisarly D, El Gezawi M, Keşler A, et al. Shrinkage vectors in flowable bulk-fill and conventional composites: bulk versus incremental application. *Clinical Oral Investigations*, 2021; 25(3), 1127-1139. Doi: 10.1007/s00784-020-03412-3
11. Tosco V, Vitiello F, Furlani M, et al. Microleakage analysis of different bulk-filling techniques for class II restorations: μ -CT, SEM and EDS evaluations. *Materials*, 2021; 14(1), 31. Doi: 10.3390/ma14010031
12. Keleş A, Alçin H. Mikro bilgisayarlı tomografi ve endodontik araştırmalardaki yeri. *Türkiye Klinikleri J Endod-Special Topics*, 2015; 1(3), 32-39.
13. Kurt MH, Orhan K. Diş hekimliğinde mikro-bilgisayarlı tomografi kullanımı. *Türkiye Klinikleri J Oral Maxillofac Radiol-Special Topics*, 2016; 2(1), 14-21.
14. Swain MV, Xue J. State of the art of Micro-CT applications in dental research. *International Journal of Oral Science*, 2009; 1(4), 177-188. Doi: 10.4248/IJOS09031

15. Koenig A, Schmohl L, Scheffler J, et al. Is micro X-ray computer tomography a suitable non-destructive method for the characterisation of dental materials? *Polymers*, 2021; 13(8), 1271. Doi: 10.3390/polym13081271
16. Rizzante FAP, Duque JA, Duarte MAH, et al. Polymerization shrinkage, microhardness and depth of cure of bulk fill resin composites. *Dental Materials Journal*, 2019; 38(3), 403-410 Doi: 10.4012/dmj.2018-063
17. Atria PJ, Sampaio CS, Cáceres E, et al. Micro-computed tomography evaluation of volumetric polymerization shrinkage and degree of conversion of composites cured by various light power outputs. *Dental Materials Journal*, 2018; 37(1), 33-39. Doi: 10.4012/dmj.2016-430
18. Junior LJDSA, Lula ECDO, Penha KJDS, et al. Polymerization shrinkage of bulk fill composites and its correlation with bond strength. *Brazilian Dental Journal*, 2018; 29, 261-267. Doi: 10.1590/0103-6440201801838
19. Chiang YC, Rösch P, Dabanoglu A, et al. Polymerization composite shrinkage evaluation with 3D deformation analysis from microCT images. *Dental Materials*, 2010; 26(3), 223-231. Doi: 10.1016/j.dental.2009.09.013
20. Ersen KA, Gürbüz Ö, Özcan M. Evaluation of polymerization shrinkage of bulk-fill resin composites using microcomputed tomography. *Clinical Oral Investigations*, 2020; 24(5), 1687-1693. Doi: 10.1007/s00784-019-03025-5
21. Hirata R, Clozza E, Giannini M, et al. Shrinkage assessment of low shrinkage composites using micro-computed tomography. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2015; 103(4), 798-806. Doi: 10.1002/jbm.b.33258
22. Algamaiah H, Sampaio CS, Rigo LC, et al. Microcomputed tomography evaluation of volumetric shrinkage of bulk-fill composites in class II cavities. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2017; 29(2), 118-127. Doi: 10.1111/jerd.12275
23. Sampaio CS, Arias JF, Atria PJ, et al. Volumetric polymerization shrinkage and its comparison to internal adaptation in bulk fill and conventional composites: A μ CT and OCT in vitro analysis. *Dental Materials*, 2019; 35(11), 1568-1575. Doi: 10.1016/j.dental.2019.07.025
24. Sampaio CS, Chiu KJ, Farrokhmanesh E, et al. Microcomputed tomography evaluation of polymerization shrinkage of class I flowable resin composite restorations. *Operative Dentistry*, 2017; 42(1), E16-E23. Doi: 10.2341/15-296-L
25. Junior LJDSA, Penha KJDS, Souza AF, et al. Is there correlation between polymerization shrinkage, gap formation, and void in bulk fill composites? A μ CT study. *Brazilian Oral Research*, 2017; 31, e100. Doi: 10.1590/1807-3107bor-2017.vol31.0100
26. Hirata R, Pacheco RR, Cáceres E, et al. Effect of sonic resin composite delivery on void formation assessed by micro-computed tomography. *Operative Dentistry*, 2018; 43(2), 144-150. Doi: 10.2341/16-331-L
27. Demirel G, Orhan AI, Irmak Ö, et al. Micro-computed tomographic evaluation of the effects of pre-heating and sonic delivery on the internal void formation of bulk-fill composites. *Dental Materials Journal*, 2021; 40(2), 525-531. Doi: 10.4012/dmj.2020-071
28. Han SH, Sadr A, Tagami J, et al. Non-destructive evaluation of an internal adaptation of resin composite restoration with swept-source optical coherence tomography and micro-CT. *Dental Materials*, 2016; 32(1), e1-e7. Doi: 10.1016/j.dental.2015.10.009
29. Oglakci B, Kazak M, Donmez N, et al. The use of a liner under different bulk-fill resin composites: 3D GAP formation analysis by x-ray microcomputed tomography. *Journal of Applied Oral Science*, 2020; 28, e20190042. Doi: 10.1590/1678-7757-2019-0042
30. Thongbai-on N, Chotvorarak K, Banomyong D, et al. Fracture resistance, gap and void formation in root-filled mandibular molars restored with bulk-fill resin composites and glass-ionomer cement base. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 2019; 10(4), e12435. Doi: 10.1111/jicd.12435
31. Sampaio CS, Garcés GA, Kolakarnprasert N, et al. External marginal gap evaluation of different resin-filling techniques for class II restorations—a micro-CT and SEM analysis. *Operative Dentistry*, 2020; 45(4), E167-E175. Doi: 10.2341/19-053-L

32. Kim HJ, Park SH. Measurement of the internal adaptation of resin composites using micro-CT and its correlation with polymerization shrinkage. *Operative Dentistry*, 2014; 39(2), e57-e70. Doi: 10.2341/12-378-L
33. Han SH, Park SH. Comparison of internal adaptation in class II bulk-fill composite restorations using micro-CT. *Operative Dentistry*, 2017; 42(2), 203-214. Doi: 10.2341/16-023-L
34. Oglakci B, Halacoglu DM, Özduvan ZC, et al. Volumetric change and gap formation in class V composite restorations: a micro-CT analysis. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 2020; 34(24), 2725-2742. Doi: 10.1080/01694243.2020.1782038
35. Gaintantzopoulou MD, Gopinath VK, Zinelis S. Evaluation of cavity wall adaptation of bulk esthetic materials to restore class II cavities in primary molars. *Clinical Oral Investigations*, 2017; 21(4), 1063-1070. Doi: 10.1007/s00784-016-1848-6
36. Inai N, Katahira N, Hashimoto K, et al. (2001). Microfocus X-ray CT Analysis of Shrinking Direction in Resin Composite. *Proceedings of the KACD Conference*, (pp. 559-1).
37. Cho E, Sadr A, Inai N, et al. Evaluation of resin composite polymerization by three-dimensional micro-CT imaging and nanoindentation. *Dental Materials*, 2011; 27(11), 1070-1078. Doi: 10.1016/j.dental.2011.07.008
38. Rösch P, Chiang YC, Kunzelmann K. Quantification of local polymerisation shrinkage from 3D micro-CT images of dental composites. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2009; 4(1), 200-201.
39. Kaisarly D, Meierhofer D, El Gezawi M, et al. Effects of flowable liners on the shrinkage vectors of bulk-fill composites. *Clinical Oral Investigations*, 2021; 1-14. Doi: 10.1007/s00784-021-03801-2
40. Demirel G, Baltacioglu IH, Kolsuz ME, et al. Volumetric cuspal deflection of premolars restored with different paste-like bulk-fill resin composites evaluated by microcomputed tomography. *Operative Dentistry*, 2020; 45(2), 143-150. Doi: 10.2341/19-019-L
41. Oliveira LRS, Braga SSL, Bicalho AA, et al. Molar cuspal deformation evaluated by micro-CT and enamel crack formation to compare incremental and bulk-filling techniques. *Journal of dentistry*, 2018; 74, 71-78. Doi: 10.1016/j.jdent.2018.04.015
42. Prager M, Pierce M, Atria PJ, et al. Assessment of cuspal deflection and volumetric shrinkage of different bulk fill composites using non-contact phase microscopy and micro-computed tomography. *Dental Materials Journal*, 2018; 37(3), 393-399. Doi: 10.4012/dmj.2017-136
43. Carrera CA, Lan C, Escobar-Sanabria D, et al. The use of micro-CT with image segmentation to quantify leakage in dental restorations. *Dental Materials*, 2015; 31(4), 382-390. Doi: 10.1016/j.dental.2015.01.002
44. Nie J, Yap AU, Wang XY. Influence of shrinkage and viscosity of flowable composite liners on cervical microleakage of class II restorations: a micro-CT analysis. *Operative dentistry*, 2018; 43(6), 656-664. Doi: 10.2341/17-091-L

Bölüm 12

CAD/CAM SİSTEMLERİNDE KULLANILAN KOMPOZİT REZİN BAZLI MATERYALLER VE TAMİR YÖNTEMLERİ

Zümrüt Ceren ÖZDUMAN¹
Burcu OĞLAKÇI²

GİRİŞ

Rezin bazlı kompozitler, polimer rezin matriks içinde dağılmış bir inorganik dolurucu içeren, diş renginde, restoratif materyallerdir. İçeriğinde fotobaşlatıcılar, pigmentler ve stabilizatörler de bulunmaktadır. Bu materyaller, direkt (intraoral olarak polimerize edilen) ve indirekt (ekstraoral polimerize edilen) materyaller olarak alt gruplara ayrılmaktadır. Indirekt kompozit rezinler, ayrıca bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemlerinde kullanılan kompozit rezin bazlı materyaller olarak da bilinmektedir ve endüstriyel koşullar altında polimerize edilmiş bloklar veya diskler olarak üretilirler. (Koenig&ark.,2021). CAD sonrasında restorasyon, herhangi bir nihai polimerizasyon veya sinterleme işlemi olmaksızın bloklardan veya disklerden (CAM) frezelenilmektedir (Mainjot&ark., 2016). Bu özellikleri sayesinde, direkt kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi ve artık monomer salınımı gibi dezavantajlarının üstesinden gelinmiş olmaktadır. Ayrıca, gelişmiş mekanik ve fiziksel özelliklere de sahip restoratif materyallerdir. Kompozit rezin bazlı CAD/CAM bloklar, geçici ve daimi restorasyon materyali olarak kullanılabilirler. (Kunzelman&ark., 2001) Kompozit rezin bazlı CAD/CAM restorasyonların kavite içerisine marjinal uyumları iyidir ve ağız içerisinde kolayca polisajlanabilirler. Ayrıca, bu restorasyonların ağız içerisinde tamir edilebilme özellikleri de mevcuttur. İnley, onley, laminate veneer ve kron restorasyonların yapımında kullanılırlar (Ruse&ark. 2014). Üstün fiziksel, biyolojik ve estetik özellikleri sayesinde, akrilik rezin esaslı bloklara alternatif olarak uzun süreli geçici restorasyonlar olarak da kullanılabilirler.

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD., İstanbul, Türkiye, zumrutcerenozduman@gmail.com

² Dr. Öğr. Üyesi, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD., İstanbul, Türkiye, burcu923@hotmail.com

ler (Höland& ark., 2000). Kompozit rezin bazlı CAD/CAM materyalleri arasında Paradigm MZ100 (3M ESPE, ABD), VITA CAD-Temp (VITA Zahnfabrik, Almanya), BRILLIANT Crios (Coltene, Altstätten, İsviçre), Katana Avencia (Kuraray, Japonya) ve Shofu Block HC (Shofu Inc., Japonya) bulunmaktadır (Sulaiman, 2019)

1. KOMPOZİT REZİN BAZLI CAD/CAM MATERYALLERİN ÖZELLİKLERİ

Kompozit rezinlerin özellikleri materyalin içeriğine bağlı olarak değişiklik gösterebilmektedir. Stawarczyk ve arkadaşları tarafından yürütülen kapsamlı bir çalışmada, ticari kompozit rezin materyallerin mekanik ve optik özellikleri değerlendirilmiştir. Araştırma sonuçlarına göre, eğme dayanımları ile ilgili olarak, kompozit rezin bazlı CAD/CAM materyalleri genellikle lösit seramik materyallere göre daha yüksek ancak lityum disilikat seramik materyallere göre daha düşük eğme dayanımı göstermiştir (Stawarczyk&ark., 2016). Öte yandan, kompozit rezin CAD/CAM kronların kırılma dayanımının (3.3-3.9 kN), lityum disilikat seramikten imal edilenlerle neredeyse benzer olduğu da bildirilmektedir (IPS e .max CAD, 3,3 kN). Bu değerler, molar dişlerde (700-900 N) ölçülen ortalama çiğneme kuvvetini aşmaktadır (Okada&ark., 2018). Bu durum, kompozit rezin kronların seramiklere kıyasla yüzeydeki küçük hasarlara karşı daha düşük duyarlılığa sahip olması, yüksek kırılma enerjileri ve daha yüksek Weibull modülü değerleri ile açıklanabilmektedir (kompozitler için 10–17 ve IPS e.max CAD için 8). Ayrıca Stawarczyk ve arkadaşlarının çalışmasında, cam seramik materyallerin, kompozit rezin CAD/CAM materyallere kıyasla daha az renk değişikliği gösterdiği belirtilmiştir (Stawarczyk&ark., 2016). Öte yandan, VITA CAD-Temp (kompozit rezin, 80 MPa) [VITA Zahnfabrik, Almanya] veya VITA ENAMIC (hibrit seramik, 150–160 MPa) [VITA Zahnfabrik, Almanya] gibi çok düşük eğme dayanımı sergileyen materyallerin olduğu da bildirilmiştir (Skorulska&ark.2021).

Çeşitli çalışmalarda, kompozit rezin bazlı CAD/CAM materyallerin kırılma dayanımının, sertliğinin ve elastisite modülünün seramiklere kıyasla daha düşük olduğu ve mine ve dentinin özelliklerine daha yakın olduğu bildirilmiştir (Alamouch&ark., 2018; Hampe&ark.,2018). Bu CAD/CAM sistemlerde üretilen restoratif materyalin, manuel olarak polimerize edilen kompozit rezinlere kıyasla daha düşük aşınma değerleri gösterdiği ancak her iki kompozit rezin materyalinin de (direkt ve indirekt kompozit rezin) lityum disilikat seramiklerden (cam seramik) daha yüksek aşınma değerlerine sahip olduğu bildirilmektedir (Lauvahutanon&ark., 2015). Bu laboratuvar sonuçları bir klinik çalışma ile de doğrulanmıştır. (Güth&ark., 2020). Cam seramikler, kompozit rezinlere kıyasla iki yıl

sonra daha kararlı aşınma davranışı göstermiştir. Aynı zamanda, direkt ve indirekt kompozitler, cam seramiklere kıyasla daha az antagonistik diş aşınmasına neden olduğu bildirilmiştir (Stawarczyk&ark., 2013). Kompozit rezin materyallerin aşınma davranışı, doldurucuların yüksek yüzey sertliği ve cam seramik ile karşılaştırıldığında elastisite modülü ile açıklanabilmektedir. Özellikle bruksizm hastalarında, hem karşı dişte daha az aşınmaya sebep olmakta, hem de çiğneme kuvvetlerini absorbe etmektedirler (Höland& ark., 2000).

Yeni çıkan restoratif materyallerin, fiziksel ve mekanik özellikleri haricinde ağız ortamındaki dokularla biyolojik açıdan uyumlu olması da önemlidir. Biyouyumluluk; biyolojik, fiziksel ve kimyasal etkileşimlerin hepsini kapsamaktadır ve hücresel yanıt açısından sitotoksisite ile doğrudan bağlantılıdır. Kompozit rezin bazlı CAD/CAM blokları polimerizasyon derecesine ve bozunmaya bağlı olarak monomer salınımı gösterebilmektedir (Skorulska & ark. 2021). Ancak, günümüzde piyasada bulunan kompozit rezin CAD/CAM bloklar daha iyi biyouyumluluk özellikleri ile karakterizedir. Daha yüksek derecede dönüşüm sergilerler, bileşimlerinde daha az toksik monomer içerirler ve fotobaşlatıcılar içermemektedirler (Mainjot& ark. 2016). Kompozit rezin CAD/CAM materyali (Paradigm MZ100, 3M ESPE, ABD) ve geleneksel kompozit rezinleri karşılaştırmak için yapılmış bir çalışmada, kompozit CAD/CAM blokta monomer elüsyonunun olmadığı gösterilmiştir. Ancak, araştırmacılar, kompozit rezin CAD/CAM blokların sitotoksisitesinin kaygı verici olduğu ve bu konu ile ilgili daha fazla çalışma yapılması gerektiğini vurgulamıştır. (Hussain&ark., 2017) Başka bir çalışmada, VITA CAD-Temp (kompozit rezin), Celtra Duo, IPS e.max CAD ve VITA YZ gibi materyalleri, insan dişeti fibroblastları üzerindeki sitotoksik etkileri ve kolajen tip I salgılamasını belirlemek için test edilmiştir. Sonuçlar, 72 saat sonra tüm grupların biyolojik olarak kabul edilebilir sitotoksik potansiyel seviyelerine ulaştığını göstermektedir. Ayrıca, seramik materyallerin (lityum disilikat) polimerlere göre daha iyi hücre cevabı sunduğu sonucuna varılmıştır (Rizo-Gorrita&ark., 2019)

CAD/CAM restorasyonlarının, bitim işlemlerinde polisaj ve glaze, restorasyonun yüzeyini pürüzsüzleştirmek ve materyalin optik özelliklerini korumak için çok önemlidir. Seramik ve kompozit rezin blokların elmas frezlerin uygulanması sonrası yüzeyi pürüzlü hale gelmektedir. Yüzeyin pürüzlülüğü sadece diş eti dokularını olumsuz yönde etkileyebilecek biyofilm birikimi seviyesini arttırmakla kalmaz, aynı zamanda materyalin renklenmesini de kolaylaştırmaktadır (Haralur&ark., 2012; Kanat-Ertürk, 2020). Ayrıca, yüzey pürüzlülüğünün mekanik direncin azalması veya karşıt dişlerin aşınmasına neden olmak gibi bir takım mekanik sonuçları da mevcuttur (De Jager&ark., 2000). Ayrıca, frezelemeden sonra restorasyon yüzeyini daha pürüzsüz hale getirmek için polisajlanması gerekmek-

tedir. Bu polisaj işlemi, materyale veya uygulayıcının tercihinine bağlı olarak farklı diskler, polisaj kitleri ve pastalar kullanılarak yapılabilmektedir (Finopol Diamond parlaticı lastik tekerlekler, Çek Cumhuriyeti veya Hatho Habbras diskleri, Almanya). Üreticinin talimatlarına göre glaze uygulaması, seramik CAD/CAM restorasyonları için önerilen bir prosedürdür. Daha sonra bu materyaller seramik fırınında pişirilirlir (Mota&ark., 2017).

2. KOMPOZİT REZİN BAZLI CAD/CAM MATERYALLERİN TAMİR YÖNTEMLERİ

Tamir, minimal invaziv bir yaklaşımdır ve bir restorasyonun kusurlu parçasına ve/veya komşu diş dokularına hazırlık yapılarak veya yapılmadan, yeni bir restoratif materyalin yerleştirilmesidir. Sağlam diş dokularını korunması ve daha ucuz bir yöntem olması sebebi ile tercih edilebilen bir prosedürdür (Hickel&ark., 2010). Kompozit rezin bazlı CAD/CAM materyalleirn bağlanma potansiyelleri yüksek dönüşüm dereceleri nedeniyle azalmıştır. Bu nedenle, tamir işlemi sırasında yüzey pürüzlendirme prosedürlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu nedenle, hem mikro ve makromekanik retansiyon oluşturmak ve hem de bağlanma için mevcut yüzey alanını genişletmek amacıyla çeşitli yüzey pürüzlendirme yöntemleri uygulanmaktadır. Yüzey pürüzlendirme işlemleri ile eski rezin tabakası uzaklaştırılmakta, bağlanma gücünü artırabilecek pürüzlü ve taze bir yüzey ortaya çıkarılmaktadır. (Jafarzadeh&ark., 2011). Bu yöntemler; kimyasal pürüzlendirme (hidrofluorik asit), tribokimyasal silika kaplama, air abrazyon, elmas frezlerle pürüzlendirme veya bu tekniklerin kombinasyonları şeklindedir (Güngör&ark., 2016). Son yıllarda, indirekt restorasyonların yüzey pürüzlendirme işlemlerinde Er:YAG, Nd:YAG ve femtosecond gibi lazerlerin kullanılması da ön plana çıkmıştır (Demirtağ&ark., 2019).

Kompozit rezin restorasyonların tamir işleminde, sadece restorasyonun kusurlu kısmının çıkarılması değil, aynı zamanda komşu mine ve dentinin de kaldırılmasını içermektedir. Fosforik asit mine ve dentin üzerinde etkilidir ancak kompozitlerin, seramiklerin ve metallerin yüzey özellikleri üzerinde doğrudan etkisi yoktur. Sadece yüzeysel bir temizleyici görevi görmektedir. Asitle pürüzlendirme işleminin asıl amacı, materyal yüzeyini artıklardan/smear tabakasından temizlemek, aşınmanın bıraktığı yüzey düzensizliklerini ortaya çıkarmak, daha iyi ıslanma için yüzey enerjisini artırmak, tükürük veya diğer ajanlarla yüzey kontaminasyonunu gidermek ve rezinle arasındaki teması artırmaya yardımcı olmaktır (Bonstein&ark., 2005).

Hidrofluorik asit, CAD/CAM rezin blokların yapısında yer alan cam içerikle etkileşime girerek bağlanmayı geliştirmektedir. Bu asit, seramik içerisindeki sili-

ka fazını çözer. Yüzeyin degradasyonuna neden olmaktadır ancak rezin matrisin yapısını etkilenmeden bırakmaktadır. Bu nedenle, hidroflorik asidin etkisinin büyük ölçüde materyal içerisindeki doldurucu partiküllerin bileşimine bağlı olduğunu anlamak önemlidir. Özellikle, silika bazlı seramik restorasyonların yüzey pürüzlendirmesinde en sık tercih edilen yöntemlerden biridir. Zirkonyum kümeleri veya kuvars doldurucular içeren kompozit rezinler, baryum-cam dolduruculardan oluşan kompozit rezinlere kıyasla, hidrofluorik asit uygulamasında daha az reaksiyona girdiği bildirilmektedir (Duzyol&ark., 2016). Ayrıca, hidrofluorik asit uygulaması, yüzeyin ıslanabilirliğini artırır ve monomerle kimyasal bağlanma sağlayan hidroksil gruplarını açığa çıkarmaktadır. Şişmanoğlu ve arkadaşlarının kompozit rezin bazlı CAD/CAM bloklarla yaptıkları tamir çalışmasında, hidrofluorik asit ile pürüzlendirme sonrası Shofu Block HC ile elde edilen tamir bağlanma dayanım değerlerinin yüzey pürüzlendirmesi yapılmayan gruba göre benzer tamir bağlanma dayanım değerleri gösterdiğini ortaya koymuşlardır (Şişmanoğlu&ark., 2020).

Air abrazyon ile yüzey pürüzlendirmesi bir ağız içi tamir işlemidir ve hasta başındaki air abrazyon cihazları kullanılarak alüminyum oksit (Al_2O_3) partiküllerinin 2-3 bar arasında bir basınç altında yüzeye uygulanması şeklinde gerçekleştirilmektedir (Lung&ark., 2012). Temiz bir tamir yüzeyi elde edilmekte ve mikromekanik retansiyon sağlamaktadır. Al_2O_3 partiküllerinin boyutu 30-250 μm arasındadır. Bu aşındırıcı partiküller, bir silikon dioksit tabakası ile kaplanmış 30-50 μm Al_2O_3 partiküllerinden oluştuğunda ise buna “silika kaplama” veya “tribokimyasal yüzey pürüzlendirmesi” (CoJet) olarak adlandırılmaktadır. Bu sistemde, alumina veya silika partikülleri yüzeyi kaplar, bu daha sonra siloksan tabakası boyunca silan-birleştirici madde ile kovalent bağlar yaparlar. Bu sistemlerin dezavantajı, bu sistemlerin aşındırıcı partiküllere sahip olduğu göz önüne alındığında, bu partiküllerin aspirasyonunu önlemek ve yumuşak dokuların zarar görmesini engellemek için iyi bir aspirasyon cihazı ve rubber dam kullanımı gerektirmesidir. Tribokimyasal yüzey pürüzlendirmesinde kullanılan partiküller, yüzeye nüfuz eder, gömülür ve yüzeyi kısmen silika ile kaplanmış halde bırakmaktadır (Edelhoff&ark., 2001). Önceki çalışmalarda, kompozit rezin CAD/CAM materyallerinin tamirinde air abrazyon ve tribokimyasal yüzey pürüzlendirmesi arasında tamir bağlanma dayanımları açısından fark olmadığı tespit edilmiştir (Şişmanoğlu&ark., 2020; Arpa&ark., 2019).

Elmas frezler ile pürüzlendirme, tamir işleminde en sık kullanılan ve en basit yöntemdir. Tamir yüzeyinde makroretantif alanlar oluşturmakta ve bu alanları adeziv sistemler doldurmaktadır. Piyasada, farklı boyutlarda elmas aşındırıcı partiküllere sahip elmas frezler bulunmaktadır (Neis&ark., 2015). CAD/CAM

materyalin rezin fazı ve inorganik partiküller sertlik açısından farklılık gösterdiğinden, aşınma oranları tek tip değildir. Elmas frezin aşındırma potansiyeli, aşındırıcı partikül boyutuna bağlı olarak da farklılık göstermektedir (Valente&ark., 2015). Stasser ve arkadaşları, kaba elmas frezler ile yüksek yüzey pürüzlülüğü elde edildiğini bildirmişlerdir (Stasser&ark., 2018). Ataol ve Ergun, hidrofluorik asit ve frez uygulaması sonrası çeşitli CAD/CAM materyallerinin tamirinde yüksek bağlanma dayanımları elde ettiklerini bildirmişlerdir (Ataol&Ergun, 2018)

Lazerin diğer mekanik tedavi alternatiflerine göre daha konservatif olduğu kabul edilmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan farklı lazerler arasında çürük uzaklaştırma ve kavite hazırlama için erbium lazerler en iyi seçenek olarak kabul edilmektedir. Bu lazer ailesi, Er:YAG lazer (erbiyum katkı: itriyum-alüminyum-garnet) (2940 nm) ve erbiyum, krom katkı itriyum skandiyum galyum granat (Er,Cr:YSGG) lazer (2780 nm) dahil olmak üzere iki dalga boyuna sahiptir. Lazer teknolojisindeki gelişmeler, tamir işleminde bir yüzey pürüzlendirme yöntemi olarak Er:YAG lazer kullanımını mümkün kılmıştır. Enerji verilmiş su molekülleri, stres konsantrasyon bölgeleri olarak hareket edebilecek yüzey altı mikro çatlakların oluşumunu önleyerek, yüzey sıcaklığını artırmadan yüzeyin ablyasyonunu sağlamakta ve tamir yapılacak yüzeyi pürüzlendirmektedir. Böylece, enerji verilmiş su molekülleri ile yapılan ablyasyon işlemi, herhangi bir restoratif materyal kalıntısı olmadan temiz bir yüzey sağlamaktadır (Kimyai&ark., 2015).

Literatürde, yukarıda bahsedilen tüm yüzey pürüzlendirme yöntemlerinden sonra, universal bir adeziv sistem uygulanmasının önerildiği belirtilmiştir. Universal adeziv içerisinde yer alan silan, CAD/CAM blokların inorganik kısmı ile etkileşime girmekte ve organik ve inorganik yapıyı birbirine bağlamaktadır. Bu durum yüzeyin ıslanabilirliğini arttırmakta ve bağlanmayı geliştirmektedir. Kapsamlı bir literatür derlemesinde, ayrı bir silan uygulamasının, universal adeziv sistemler içerisinde bulunan silana kıyasla bağlanmada daha etkili olduğunu belirtmişlerdir (Mine&ark., 2019). Ayrıca, önceki çalışmalarda, 10-MDP monomeri içeren universal adeziv sistemlerin, kompozit rezin CAD/CAM materyallerine daha iyi bağlanma gösterdiği bildirilmiştir (Demirel&ark., 2019; Wu&ark.,2019)

KAYNAKLAR

1. Alamoush, R.A.; Silikas, N.; Salim, N.A.; Al-Nasrawi, S.; Satterthwaite, J.D. (2018) Effect of the Composition of CAD/CAM Composite Blocks on Mechanical Properties. *BioMed Res. Int.* 4893143.
2. Arpa, C., Ceballos, L., Fuentes, MV., Perdigão, J. (2019) Repair bond strength and nanoleakage of artificially aged CAD-CAM composite resin. *J Prosthet Dent.* 121,523-30.
3. Ataol, AS., Ergun, G. (2018) Effects of surface treatments on repair bond strength of a new CAD/CAM ZLS glass ceramic and two different types of CAD/CAM ceramics. *J Oral Sci.* 60(2),201-211.

4. Bonstein, T., Garlapo, D., Donarummo, J., Bush, P.J. (2005) Evaluation of varied repair protocols applied to aged composite resin. *J Adhes Dent.* 7(1), 41–9.
5. DeJager, N.; Feilzer, A. J.; Davidson, C. L. (2000) The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent. Mater.* 16, 381–388.
6. Demirel, G., Baltacıoğlu, İ. H. (2019) Influence of different universal adhesives on the repair performance of hybrid CAD-CAM materials. *Restor Dent Endod.* 44:e23.
7. Demirtaş, Z., Culhaoglu, A. K. (2019) Surface Roughness of Ceramic-Resin Composites After Femtosecond Laser Irradiation, Sandblasting or Acid Etching and Their Bond Strength With and Without Silanization to a Resin Cement. *Oper Dent.* 44(2), 156–167.
8. Duzyol, M., Sagsoz, O., Polat Sagsoz, N., Akgul, N., Yildiz, M. (2016) The Effect of Surface Treatments on the Bond Strength Between CAD/CAM Blocks and Composite Resin. *J Prosthodont.* 25(6), 466–71
9. Edelhoff, D., Marx, R., Spiekermann, H., Yildirim, M. (2001) Clinical use of an intraoral silicoating technique. *J Esthet Restor Dent.* 13(6), 350–6.
10. Güth, J. F., Erdelt, K., Keul, C., Burian, G., Schweiger, J., Edelhoff, D. (2020) In vivo wear of CAD-CAM composite versus lithium disilicate full coverage first-molar restorations: A pilot study over 2 years. *Clin. Oral Investig.* 24, 4301–4311.
11. Hampe, R., Lümekemann, N., Sener, B., Stawarczyk, B. (2018) The effect of artificial aging on Martens hardness and indentation modulus of different dental CAD/CAM restorative materials. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 86, 191–198.
12. Haralur, S. B. (2012) Evaluation of efficiency of manual polishing over autoglated and overglazed porcelain and its effect on plaque accumulation. *J. Adv. Prosthodont.* 4, 179–186
13. Hickel, R., Peschke, A., Tyas, M., Mjor, I., Bayne, S., Peters, M. (2010) FDI world dental federation—clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations. Update and clinical examples. *J Adhes Dent.* 12(4), 259–72.
14. Höland, W., Schweiger, M., Frank, M. (2000) A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.* 53(4), 297–303.
15. Hussain, B., Le Thieu, M. K., Johnsen, G. F., Reseland, J. E., Haugen, H. J. (2017) Can CAD/CAM resin blocks be considered as substitute for conventional resins? *Dent. Mater.* 33(12), 1362–1370.
16. Jafarzadeh Kashi, T. S., Erfan, M., Rakhshan, V., Aghabaigi, N., Tabatabaei, F. S. (2011) An in vitro assessment of the effects of three surface treatments on repair bond strength of aged composites. *Oper Dent.* 36(6), 608–17
17. Koenig, A., Schmidtke, J., Schmohl, L., Schneider-Feyrer, S. (2021) Characterisation of the Filler Fraction in CAD/CAM Resin-Based Composites. *Materials (Basel)* 14(8), 1986.
18. Kanat-Ertürk, B. (2020) Color Stability of CAD/CAM Ceramics Prepared with Different Surface Finishing Procedures. *J. Prosthodont.* 29, 166–172.
19. Kimyai, S., Oskoe, S. S., Mohammadi, N., Rikhtegaran, S., Bahari, M., Oskoe, P. A., Vahedpour, H. (2015) Effect of different mechanical and chemical surface treatments on the repaired bond strength of an indirect composite resin. *Lasers Med Sci.* 30(2), 653–9.
20. Kunzelmann, K. H., Jelen, B., Mehl, A., Hickel, R. (2001) Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent.* 4(3), 171–84.
21. Lauvahunanon, S., Takahashi, H., Oki, M., Arksornnukit, M., Kanehira, M., Finger, W. J. (2015) In vitro evaluation of the wear resistance of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent. Mater. J.* 34, 495–502.
22. Lung CY, Matinlinna JP. (2012) Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater.* 28(5), 467–77.
23. Mainjot, A. K.; Dupont, N. M.; Oudkerk, J. C.; Dewael, T. Y.; Sadoun, M. J. (2016) From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J. Dent. Res.* 95, 487–495.
24. Mine, A., Kabetani, T., Kawaguchi-Uemura, A., Higashi, M., Tajiri, Y. (2019) Effectiveness of current adhesive systems when bonding to CAD/CAM indirect resin materials: A review of 32 publications. *Jpn Dent Sci Rev.* 55(1), 41–50.

25. Mota,E.G.;Smidt,L.N.;Fracasso,L.M.;Burnett,L.H.;Spohr,A.M. (2017) The effect of milling and postmilling procedures on the surface roughness of CAD/CAM materials. *J. Esthet. Restor. Dent.* 29, 450–458.
26. Rizo-Gorrita, M.; Herráez-Galindo, C.; Torres-Lagares, D.; Serrera-Figallo, M.Á.; Gutiérrez-Pérez, J.L. (2019) Biocompatibility of Polymer and Ceramic CAD/CAM Materials with Human Gingival Fibroblasts (HGFs). *Polymers.* 11, 1446
27. Ruse, N.D.; Sadoun, M.J. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. (2014) *J. Dent. Res.* 93(12), 1232-4.
28. Skorulska, A., Piszko, P., Rybak, Z., Szymonowicz, M., Dobrzyński, M. (2021) Review on Polymer, Ceramic and Composite Materials for CAD/CAM Indirect Restorations in Dentistry—Application, Mechanical Characteristics and Comparison. *Materials (Basel).* 14(7), 1592.
29. Sismanoglu, S., Yildirim-Bilmez, Z., Erten-Taysi, A., Ercal, P. (2020) Influence of different surface treatments and universal adhesives on the repair of CAD-CAM composite resins: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 124(2), 238.e1-238.e9
30. Strasser, T., Preis, V., Behr, M., Rosentritt, M. (2018) Roughness, surface energy, and superficial damages of CAD/CAM materials after surface treatment. *Clin Oral Investig.* 22(8), 2787-2797.
31. Stawarczyk, B.; Liebermann, A.; Eichberger, M.; Güth, J.F. (2016) Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 55, 1–11.
32. Stawarczyk, B.; Özcan, M.; Trottmann, A.; Schmutz, F.; Roos, M.; Hämmerle, C. (2013) Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *J. Prosthet. Dent.* 109, 325–332.
33. Sulaiman, TA. (2020) Materials in digital dentistry-a review. *J Esthet Restor Dent.* 32(2), 171-181.
34. Valente, LL., Silva, MF, Fonseca, AS., Munchow, EA., Isolani, CP, Moraes, RR. (2015) Effect of diamond bur grit size on composite repair. *J Adhes Dent.* 17(3), 257–63.
35. Wu, X., Xie, H., Meng, H., Yang, L., Chen, B., Chen, Y. (2019) Effect of tribochemical silica coating or multipurpose products on bonding performance of a CAD/ CAM resin-based material. *J Mech Behav Biomed Mater.* 90:417-25.

Bölüm 13

ÇÜRÜK RİSK FAKTÖRLERİ

Fatih BEDİR¹

GİRİŞ

Diş çürüğü; önlenabilir, kronik, biyofilm aracılı multifaktöriyel etyolojiye sahip bir hastalıktır⁽¹⁾. Geleneksel olarak; diş, biyofilm, karbonhidrat ve zaman ilişkisi Keyes-Jordan diyagramıyla şematize edilir⁽²⁾. Ancak çürüğün başlaması ve ilerlemesi Keyes-Jordan diyagramındaki ilişkiden çok daha komplekstir. Bazı modifiye risk faktörleri ve koruyucu faktörler diş çürüğün oluşmasında etkili bir role sahiptir⁽¹⁾.

Risk faktörü, bir hastalığın ortaya çıkma olasılığını doğrudan artıran ve bu faktörün olmaması veya ortadan kaldırılması durumunda hastalık olasılığını azaltan çevresel, davranışsal veya biyolojik bir faktör olarak tanımlanır^(3,4). Bu nedenle çürük oluşumuna neden olabilecek risk faktörlerinin bilinmesi ve doğru bir şekilde değerlendirilmesi çürük oluşma ihtimalini azaltır veya ortadan kaldırılabılır. Ancak, çürüğün multifaktöriyel doğası nedeniyle tek bir risk faktörü, gelecekte çürük oluşma ihtimalini yüksek oranda öngöremez. Bununla birlikte hastanın çürük yönetim stratejisini belirleyerek hangi müdahalelerin gerekli olduğuna karar verebilmek amacıyla çürük risk değerlendirilmesi gereklidir^(5,6). Çünkü, bir hasta da çürük meydana gelmeden önce risk faktörleri mevcut olabilir⁽¹⁾.

Çürük yönetiminde risk değerlendirilmesinin rollerinden biride mevcut çürük lezyonunun aktivitesini belirleyebilmektir⁽¹⁾. Çürük risk değerlendirilmesi, klinisyene diş çürüğünün etiyolojisini belirlemede, kontrol sıklığına karar vermede ve uygulanacak tedavi protokolünü seçmede yardımcı olur⁽¹⁾. Ayrıca yüksek çürük riskli kişilerin belirlenmesi ve bu kişilere uygulanacak koruyucu tedavi programının planlanması konusunda klinisyene rehberlik eder⁽⁷⁻⁹⁾. Bu nedenlerden ötürü, ideal çürük risk değerlendirme metodu ucuz olmalı, kolay uygulanabilir olmalı ve yüksek tahmin değerine sahip olmalıdır⁽¹⁾.

Çürük risk değerlendirmesi yapılan kişilerin, ileride çürük oluşma ihtimaline karşı düşük, orta ve yüksek risk grubuna göre sınıflandırılması gerektiği belirtilmiştir⁽¹⁰⁾. Farklı araştırmacılar, çürük risk sınıflandırması yapmış ve etiyolojik faktörleri belirtmişlerdir⁽¹⁰⁻¹³⁾. Axelson⁽¹⁰⁾ çürük risk sınıflandırmasını yetişkinlerde çürük riski yok, düşük risk, orta risk ve yüksek risk şeklinde yapmıştır (Tablo 1).

¹ Öğr. Gör., Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD, fatih.bedir@erdogan.edu.tr

Tablo 1. Axelson'un çürük risk sınıflandırması ve etiyolojik faktörler

Çürük Riski Yok	Düşük Çürük Riski	Orta Çürük Riski	Yüksek Çürük Riski
1- Etiyolojik faktörler Mutans streptokok (-) Laktobasil <10.000 kob/ml 2- Çürük prevelansı - 3- Çürük insidansı - 4- Çürük oluşumunu etkileyen dış faktörler - 5- Çürük oluşumunu etkileyen iç faktörler - 6- Koruyucu faktörler; a- Çok iyi oral hijyen b- Florlu diş macunlarının düzenli kullanımı c- Karyojenik olmayan diyet d- Düzenli profilaktik tedaviler	1- Etiyolojik faktörler Mutans streptokok <100.000 kob/ml Laktobasil <10.000 kob/ml 2- Çürük prevelansı Molarların birkaçında çürük veya restorasyon 3- Çürük insidansı Beş yılda en fazla bir yeni çürük 4- Çürük oluşumunu etkileyen dış faktörler Çok az veya yok 5- Çürük oluşumunu etkileyen iç faktörler Çok az veya yok 6- Koruyucu faktörler a- İyi oral hijyen b- Florlu diş macunlarının düzenli kullanımı c- Karyojenik olmayan diyet d- Düzenli profilaktik tedaviler	1- Etiyolojik faktörler Mutans streptokok >100.000 kob/ml Laktobasil =100.000 kob/ml 2- Çürük prevelansı Okluzal ve ara yüzeylerde çürük veya restorasyon 3- Çürük insidansı Yılda birden fazla yeni çürük 4- Çürük oluşumunu etkileyen dış faktörler Sık şekerli besin tüketimi düşük sosyoekonomik seviye 5- Çürük oluşumunu etkileyen iç faktörler a- Düşük tamponlama kapasitesi b- Azalmış tükürük akış hızı c- Azalmış immün cevap 6- Koruyucu faktörler a- Kötü oral hijyen b- Florlu diş macunlarının düzensiz kullanımı c- Karyojenik diyet d- Düzensiz profilaktik tedaviler	1- Etiyolojik faktörler Mutans streptokok >1.000.000 kob/ml Laktobasil >100.000 kob/ml 2- Çürük prevelansı Bir tane kayıp diş, çok sayıda okluzal, aproksimal ve bukkal çürük 3- Çürük insidansı Yılda ikiden fazla yeni çürük 4- Çürük oluşumunu etkileyen dış faktörler Çok sık şekerli besin tüketimi düşük sosyalekonomik seviye 5- Çürük oluşumunu etkileyen iç faktörler a- Düşük tamponlama kapasitesi b- Azalmış tükürük akış hızı c- Ağız kuruluşuna neden olan sistemik hastalıklar 6- Koruyucu faktörler a- Çok kötü oral hijyen b- Florlu diş macunlarının kullanılmaması c- Karyojenik diyet d- Profilaktik tedavilerin uygulanmaması

Shaw⁽¹³⁾ ve Rethman⁽¹²⁾ risk grubu sınıflandırmasını düşük, orta ve yüksek risk grubu şeklinde Tablo 2'deki gibi yapmıştır. Düşük risk grubunda, tablodaki maddelerden birden fazlasının bir arada bulunması; orta risk grubunda, tablodaki maddelerden herhangi birinin bulunması; yüksek risk grubunda ise son 1 yıl içerisinde iki veya daha fazla çürük oluşması veya tablodaki maddelerden en az ikisinin mevcut olması gereklidir.

Tablo 2. Shaw ve Rethman çürük risk sınıflandırması		
Düşük Çürük Riski	Orta Çürük Riski	Yüksek Çürük Riski
1- Bir yıl içerisinde çürük oluşmamış 2- Mevcut dişlerde hiç çürük yok 3- Seyrek şekerli besin tüketimi 4- Yüksek sosyoekonomik seviye 5- İyi oral hijyen 6- Yeterli flor maruziyeti 7-Karyojenik olmayan diyet 8- Düzenli diş hekimi kontrolü	1- Bir yıl içerisinde yeni çürük oluşumu 2- 1 ila 5 arasında DMFT indeksi 3- Sık şeker tüketimi 4- Düşük sosyoekonomik seviye 5- Ailede yüksek çürük varlığı 6- Derin pit-fissür varlığı 7- Düşük tükürük akış hızı 8- Kötü oral hijyen 9- Karyojenik diyet 10- Yetersiz flor maruziyeti 11- Düzensiz diş hekimi kontrolleri 12- Ortodontik tedavi görüyor olmak	1- 5'ten büyük DMFT indeksi 2- Çok sık şeker tüketimi 3- Düşük sosyoekonomik seviye 4- Ailede yüksek çürük varlığı 5- Derin pit ve fissürler 6- Düşük tükürük akış hızı 7- Kötü oral hijyen 8- Karyojenik diyet 9- Yetersiz flor maruziyeti 10- Düzensiz diş hekimi kontrolleri 11- Ortodontik tedavi görüyor olmak

Amerikan Diş Hekimleri Birliği'nin⁽¹¹⁾ (ADA) çürük risk sınıflandırması ise Tablo 3'te verilmiştir.

Tablo 3. Amerikan Diş Hekimleri Birliği çürük risk sınıflandırması

Düşük Çürük Riski	Orta Çürük Riski	Yüksek Çürük Riski
1- Son bir yıl içinde çürük oluşmaması 2- Dişlere fissür örtücü uygulanması 3- İyi oral hijyen 4- Düzenli flor maruziyeti 5- Düzenli diş hekimi kontrolü	1- Son bir yıl içerisinde bir yeni çürük oluşması 2- Derin pit fissür varlığı 3- Kötü oral hijyen 4- Yetersiz flor maruziyeti 5- Beyaz nokta lezyonlarının ve/veya arayüzeyde radyolüsens bölgelerin varlığı 6- Düzensiz diş hekimi kontrolleri	1- Son bir yıl içerisinde en az iki yeni çürük oluşması 2- Düz yüzey çürüğünün varlığı 3- Tükürükteki mutans streptokok miktarının fazla olması 4- Derin pit ve fissür varlığı 5- Kötü oral hijyen 6- Flor maruziyetinin çok az veya hiç olması 7- Sık şeker tüketimi 8- Düzensiz diş hekimi kontrolleri 9- Yetersiz tükürük akış hızı

Çürük risk faktörleri arasında; geçmiş çürük deneyimi, genel sağlık durumu, oral hijyen, yaş, cinsiyet, flor alımı, ilaç kullanımı, diyet alışkanlığı, tükürük akış hızı, tükürük tamponlama kapasitesi, tükürük bakteri seviyesi sosyal ekonomik seviye, eğitim düzeyi, ailesel faktörler, diş hekimi kontrol sıklığı ve genel sağlık gibi faktörler yer alır.

GEÇMİŞ ÇÜRÜK DENEYİMİ

Çeşitli epidemiyolojik çalışmalar, geçmiş çürük deneyiminin gelecekteki çürük aktivitesinin en iyi göstergesi olduğunu göstermektedir⁽¹⁴⁻¹⁷⁾. Çürük deneyiminin gösterilmesinde çürük prevalansını ifade eden DMFT ve DMFS indeksleri kullanılmaktadır. Bu indekslerde çürük (Decay), kayıp (Missing), dolgulu (Filling) dişlerin toplam sayısı (Total) veya yüzeyi (Surface) değerlendirilerek hesaplanır⁽¹⁸⁾. Ancak başlangıç çürük lezyonlarının, dolgulu ve çürük yüzey sayısından daha iyi tahmin edilebilirlik sağlaması beklenir^(19,20). Ayrıca başlangıç çürük lezyonlarının DMFT veya DMFS indekslerine dahil edilmesi çürük riskinin tahmin edilebilirliğini artırmaz⁽²⁰⁾.

GENEL SİSTEMİK FAKTÖRLER

Bazı psikolojik, sinirsel problemler, tükürük bezi hastalıkları ve bu hastalıkların tedavisi amacıyla alınan ilaçlar ya da radyoterapi, kemoterapi uygulamaları ağız

kuruluğuna neden olarak çürük oluşum riskini artırabilir⁽²¹⁾. Ayrıca diş mineralizasyonunu bozan çeşitli tedavilerde çürük riskini artırır⁽²²⁾.

ORAL HİJYEN

Diş yüzeyinde bakteriyel plağın varlığı çürük oluşumuna neden olan faktörlerden biridir. Diş yüzeyindeki plağın mekanik ya da mekanik ve kimyasal olarak uzaklaştırılması çürük oluşumunu azaltır⁽²³⁻²⁶⁾. Plağın uzaklaştırılabilmesi için diş fırçası, arayüz fırçası, diş ipi, diş macunu ve ağız gargarası kullanılır⁽²⁷⁾. Ancak hastaların çoğu plağı etkili bir şekilde kaldıramaz^(25,26,28). Yetersiz oral hijyen ileride yeni çürüklerin oluşmasına neden olan ortamı oluşturur^(9,29).

TÜKÜRÜKTEKİ BAKTERİ SEVİYESİ

Çocuklarda ve yetişkinlerde tükürükteki mutans streptokok sayısı ile çürük arasında bir ilişki olduğu ifade edilmiştir⁽³⁰⁾. Bu nedenle çürük risk değerlendirmesi yaparken tükürük mutans streptokok sayısının belirlenmesi önemli bir yöntemdir⁽³¹⁾.

Laktobasiller, çürük risk değerlendirilmesinde tükürükte en çok araştırılan ikinci mikroorganizmadır. Laktobasiller çürüğün ilerlemesinde rol oynarlar. Sık karbonhidrat tüketimi ya da plak retansiyonunun artmasına neden olan protetik ve ortodontik tedaviler nedeniyle laktobasil sayısının arttığı belirtilir⁽³²⁾.

TÜKÜRÜK TAMPONLAMA KAPASİTESİ VE AKIŞ HIZI

Tükürük, plak mikroorganizmaları tarafından üretilen asidi tamponlama özelliğine ve ağızda ki yiyecek artıklarını uzaklaştırabilme özelliğine sahiptir. Tükürüğün yeterli tamponlama kapasitesine sahip olması hem tükürük hem de plağın normal pH seviyesinde kalabilmesini sağlar⁽³³⁾. Tükürüğün tamponlama kapasitesi akış hızıyla doğru orantılıdır⁽⁹⁾.

Tükürük akış hızının azalmasına neden durumlar; sjögren sendromu, romatoid artrit, menopoz, antipsikotik ve yaşlılığa bağlı olarak artan antihipertansif, diüretik gibi ilaçlar tükürük akış hızını azaltır^(10,33). Tükürük akış hızının azalması dolayısıyla bununla beraber tamponlama kapasitesinin azalması çürük riskini belirgin şekilde artırır⁽³⁴⁻³⁷⁾. Tükürük protein konsantrasyonu, enzimatik aktivite gibi diğer tükürük faktörleri çürük riski için çok az öneme sahiptir⁽³⁸⁾.

DİYET

Fermente olabilen şeker tüketim sıklığının artması biyofilmde daha düşük pH'a neden olarak çürük riskini artırır. Diğer yandan süt ürünlerinden, proteinden ve sebzedен zengin bir diyet ise çürük riski açısından koruyucu etkiye sahiptir⁽³⁹⁾.

Karyojenik yiyeceklerin tüketilmesi çürük riski için tek faktör değildir; bu yiyeceklerin tüketilme sıklığı da çürük riski açısından oldukça büyük öneme sahiptir^(40,41). Çünkü, iyi oral hijyene sahip kişiler beslenme alışkanlığına bakılmaksızın düşük çürük riskine sahiplerdir^(7,10). Yapılan çalışmalar, fazla şekerli besin tüketiminin sadece oral hijyeni kötü olan kişilerde çürük prevelansını artırdığını göstermiştir⁽⁴²⁾.

FLOR

Eser miktarda flor, dişin demineralizasyona karşı direncini artırır ve dolayısıyla çürük oluşumunun önlenmesinde etkilidir. Dişin demineralizasyonu sırasında flor varlığı çürük aktivitesini azaltan önemli bir faktördür⁽⁴³⁾. Ancak diş sert dokularında biriken flor yerinde tükürük içerisinde aktif olarak bulunan flor, remineralizasyon sürecinde daha önemli etkiye sahiptir. Bu nedenle düzenli flor uygulaması çürük riskini azaltan önemli bir faktördür⁽⁴⁴⁻⁴⁷⁾. Kişiler diyet, diş macunları, ağız gargaraları, ve profesyonel topikal uygulamalar vasıtasıyla flor alabilirler.

Flor, çürükten koruyucu etkisini üç farklı mekanizmayla gösterir. Birincisi; flor iyonunun varlığı tükürükte bulunan kalsiyum ve fosfat iyonlarından florapatitin diş yapısına çökmesini büyük ölçüde artırır. Bu durum minenin aside karşı daha dayanıklı hale gelmesini sağlar. İkincisi; başlangıç çürük lezyonları da aynı prosedürle remineralize edilir. Demineralizasyon sonucu açığa çıkan kalsiyum ve fosfatın ortamdan uzaklaşmasını engeller. Üçüncüsü; flor antibakteriyel etkiye sahiptir. Düşük konsantrasyondaki flor, glukoziltransferaz enzimini inhibe eder. Glukoziltransferaz enzimi; glukozdan, bakteriyel adezyonu artıran ekstraselüler polisakkarit oluşumunu ve karbonhidrat deposu olarak kullanılan intraselüler polisakkarit oluşumunu katalizler. Bu nedenle, bu enzimin inhibe olması çürük riskini azaltır. Yüksek konsantrasyonlar ki flor iyonu (12.000 ppm) ise mutans streptokoklar dahil bazı mikroorganizmalar için doğrudan toksiktir⁽¹⁾.

YAŞ

Yeni erüpte olan dişler, okluzal düzleme ve karşıt dişle temasa ulaşınca kadar özellikle de pit ve fissür bölgeleri çürüğe karşı daha duyarlıdır. Belirli yaş dönemlerinde çürük riski artabilmektedir. Örneğin; anneden bebeğe mutans streptokok geçişinin olabileceği 1-2 yaş dönemi, süt dişlenmenin tamamlandığı dönem ve birinci büyük azının çıkmasıyla girilen karışık dişlenme dönemi çürük riskinin arttığı dönemlerdir^(10,33).

Yetişkinlerin oral kaviteleri daha stabil yapıya sahip olmasına rağmen daha fazla çürük, kayıp ve dolgulu diş sahip oldukları bildirilmiş ve bu durum çocukluk ve genç erişkin dönemde çürük risk faktörlerinin etkili bir şekilde elimine edilememesi nedeniyle olabileceği ifade edilmiştir^(8,48).

CİNSİYET

Çocukluk ve yetişkinlik döneminde kadınlar erkeklerden daha yüksek DMF değerine sahiptir⁽⁴⁹⁾. Ancak genel olarak oral hijyenleri daha iyidir ve erkeklere göre daha az kayıp dişleri vardır^(9,50).

Çocukluk döneminde kızların büyük azı dişlerinin erkeklere nazaran daha erken yaşta sürmesi ve kadınların yeme sıklıklarının nispeten erkeklere göre daha fazla olması çürük riskini artırabileceği tahmin edilir⁽⁵¹⁾. Bunun yanında, menstruasyon, hamilelik ve menapoz gibi durumlar nedeniyle meydana gelen hormonal düzensizlikler tükürük akış hızı ve içeriğinde değişime neden olarak çürük riskini artırabileceği belirtilir⁽⁵²⁾.

AİLESEL FAKTÖRLER

Ailesel faktörler çürüğü hem çevresel faktörler hem de genetik faktörler açısından etkiler. Ailesel faktörlerden etkilenen çevresel faktörler; benzer beslenme düzeni, benzer oral hijyen alışkanlığı, benzer flor alımı şeklinde sıralanır⁽³²⁾.

Son yıllarda artan genetik çalışmalar sayesinde çürük ve genetik arasındaki ilişki ortaya konulmuştur. Mineralizasyon, tükürük, tat ve bağışıklıkla ilgili bazı genlerdeki polimorfizmlerin kişilerde çürüğe yatkınlığa sebep olduğu bilinmektedir⁽⁵³⁻⁵⁵⁾. Ayrıca, bebeğin beslenme döneminde anneden bebeğe mutans streptokok geçişi de ileri ki dönemde çocukların çürük riskini artıran bir başka faktördür.

SOSYAL, EKONOMİK VE EĞİTİM DURUMU

Sosyal ve ekonomik statü çürük oluşumunu doğrudan etkilemez. Ancak yüksek sosyoekonomik seviye, kişilerin oral hijyen ve tedavi olma istekleri üzerine olumlu etkilerinin yanı sıra risk faktörlerini azaltıcı davranış değişikliklerine uyum gösterme arzularını da artırır⁽¹⁾. Çalışmalarda düşük sosyoekonomik düzeyde çürük prevalansının daha fazla olduğu gösterilmiştir^(4,29,56).

Göçmenlerde de, yaşadıkları ortamın değişmesi sonucu meydana gelen yeme alışkanlıklarındaki farklılık ve oral hijyen motivasyonundaki düşüş yüksek çürük riskine sahip olmalarına neden olur^(57,58).

Bu risk faktöründe dikkat edilmesi gereken husus; sosyoekonomik ve eğitim durumunun toplum düzeyinde tahmin edicidir ancak bireysel risk değerlendirmesinde genelde doğru değerlendirme imkanı sağlamayabilir⁽¹⁾. Bireysel risk değerlendirilmesinde, klinik inceleme esnasında görülen düz yüzeylerdeki kaviteasyon sosyoekonomik duruma göre daha etkili bir risk göstergesidir⁽⁵⁹⁾.

DİŞ HEKİMİ KONTROLLERİ

Düzenli olarak diş hekimi kontrollerine giden hastalar gitmeyen hastalara göre daha yüksek DMFT ve DMFS skorlarına sahiptir. Kontroller sırasında diş hekiminin becerisi, profilaktik tedavileri hastaya anlatması ve etkin bir şekilde uygulamasıyla çürük görülme riskinin azalacağı belirtilmektedir^(10,60). Ayrıca, aynı DMFT skoruna sahip olan hastalar arasında düzenli kontrole giden hastaların tedavileri yapılacağından dolayı “F” skorları yani dolgulu diş sayısı daha fazla olacaktır⁽¹⁰⁾.

Kontroller sırasında görülen kavite oluşmuş lezyonlar ve aktif başlangıç çürükleri önemli çürük risk göstergeleridir. Bunların yanında; görülebilir plak varlığı, açığa çıkmış kök yüzeylerinin varlığı, derin pit-fissür varlığı, sabit ve hareketli protez varlığı, ortodontik tedaviler, pürüzlü yüzeyler, taşkın restorasyonlar gibi diğer muayene bulguları da çürük riskinin artmasına neden olan durumlardandır⁽¹⁾.

SONUÇ

Çürük risk faktörleri, çürük oluşma ihtimali yüksek olan kişilerin ve dişlerin tespit edilebilmesi amacıyla klinisyene önemli bir yol göstericidir. Bu sayede hastalık meydana gelmeden önce koruyucu uygulamalar yapılmasıyla sağlık ödemelerinin azalmasına ve klinisyenlerin kısmen daha kolay ve prognozu daha iyi tedaviler uygulamasına imkan verir. Aynı zamanda toplumun çürük risk faktörleri değerlendirilerek uygun koruyucu halk sağlığı programları planlanabilir.

KAYNAKLAR

1. Ritter A, Boushell L, Walter R. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 7. ed. Missouri: Elsevier; 2019.
2. Keyes PH. Research in dental caries. J Am Dent Assoc. 1968;76(6):1357-73.
3. Beck JD. Risk revisited. Community Dent Oral Epidemiol. 1998;26(4):220-5.
4. Beck JD, Kohout F, Hunt RJ. Identification of high caries risk adults: attitudes, social factors and diseases. Int Dent J. 1988;38(4):231-8.
5. Fontana M, Zero DT. Assessing patients' caries risk. J Am Dent Assoc. 2006;137(9):1231-9.
6. Steinberg S. Understanding and managing dental caries: a medical approach. Alpha Omegan. 2007;100(3):127-34.
7. Messer LB. Assessing caries risk in children. Aust Dent J. 2000;45(1):10-6.
8. Powell LV. Caries risk assessment: relevance to the practitioner. J Am Dent Assoc. 1998;129(3):349-53.
9. Reich E, Lussi A, Newbrun E. Caries-risk assessment. Int Dent J. 1999;49(1):15-26.
10. Axelsson P. Diagnosis and risk prediction of dental caries. Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc; 2000.
11. Caries diagnosis and risk assessment. A review of preventive strategies and management. J Am Dent Assoc. 1995;126 Suppl:1s-24s.
12. Rethman J. Trends in preventive care: caries risk assessment and indications for sealants. J Am Dent Assoc. 2000;131 Suppl:8s-12s.

13. Shaw L. UK National Clinical Guidlines in Paediatric Dentistry. *International Journal of Paediatric Dentistry*. 1997;7(7):267-72.
14. Demers M, Brodeur JM, Simard PL, Mouton C, Veilleux G, Fréchette S. Caries predictors suitable for mass-screenings in children: a literature review. *Community Dent Health*. 1990;7(1):11-21.
15. Hausen H. Caries prediction--state of the art. *Community Dent Oral Epidemiol*. 1997;25(1):87-96.
16. Sheiham A. Impact of dental treatment on the incidence of dental caries in children and adults. *Community Dent Oral Epidemiol*. 1997;25(1):104-12.
17. Steiner M, Helfenstein U, Marthaler TM. Dental predictors of high caries increment in children. *J Dent Res*. 1992;71(12):1926-33.
18. Vanderas AP. Bacteriologic and nonbacteriologic criteria for identifying individuals at high risk of developing dental caries: a review. *J Public Health Dent*. 1986;46(2):106-13.
19. Klock B, Krasse B. A comparison between different methods for prediction of caries activity. *Scand J Dent Res*. 1979;87(2):129-39.
20. Seppä L, Hausen H. Frequency of initial caries lesions as predictor of future caries increment in children. *Scand J Dent Res*. 1988;96(1):9-13.
21. Dawes C. How much saliva is enough for avoidance of xerostomia? *Caries Res*. 2004;38(3):236-40.
22. Stamm JW, Stewart PW, Bohannon HM, Disney JA, Graves RC, Abernathy JR. Risk assessment for oral diseases. *Adv Dent Res*. 1991;5:4-17.
23. Bjertness E. The importance of oral hygiene on variation in dental caries in adults. *Acta Odontol Scand*. 1991;49(2):97-102.
24. DePaola PE, Soparkar PM, Tavares M, Kent RL, Jr. Clinical profiles of individuals with and without root surface caries. *Gerodontology*. 1989;8(1):9-15.
25. Granath LE, Martinsson T, Matsson L, Nilsson G, Schröder U, Söderholm B. Intraindividual effect of daily supervised flossing on caries in schoolchildren. *Community Dent Oral Epidemiol*. 1979;7(3):147-50.
26. Ogaard B, Seppä L, Rølla G. Relationship between oral hygiene and approximal caries in 15-year-old Norwegians. *Caries Res*. 1994;28(4):297-300.
27. Axelsson P, Lindhe J. Effect of controlled oral hygiene procedures on caries and periodontal disease in adults. *J Clin Periodontol*. 1978;5(2):133-51.
28. Chesters RK, Huntington E, Burchell CK, Stephen KW. Effect of oral care habits on caries in adolescents. *Caries Res*. 1992;26(4):299-304.
29. Kidd EA. Caries management. *Dent Clin North Am*. 1999;43(4):743-64.
30. Newbrun E, Matsukubo T, Hoover CI, Graves RC, Brown AT, Disney JA, et al. Comparison of two screening tests for *Streptococcus mutans* and evaluation of their suitability for mass screenings and private practice. *Community Dent Oral Epidemiol*. 1984;12(5):325-31.
31. Siso Ş, Hürmüzlü F. Çürük aktivite testleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2005;8:113-8.
32. Anderson M. Risk assessment and epidemiology of dental caries: review of the literature. *Pediatr Dent*. 2002;24(5):377-85.
33. Harris NO G-GF. Primary preventive dentistry. 8. ed. Essex: Pearson Education; 2004.
34. Fure S, Zickert I. Root surface caries and associated factors. *Scand J Dent Res*. 1990;98(5):391-400.
35. Powell LV, Mancl LA, Senft GD. Exploration of prediction models for caries risk assessment of the geriatric population. *Community Dent Oral Epidemiol*. 1991;19(5):291-5.
36. Raval N, Birkhed D. Factors associated with active and inactive root caries in patients with periodontal disease. *Caries Res*. 1991;25(5):377-84.
37. Raval N, Hamp SE. Prediction of root surface caries in patients treated for advanced periodontal disease. *J Clin Periodontol*. 1981;8(5):400-14.
38. Agus HM, Schamschula RG. Lithium content, buffering capacity and flow rate of saliva and caries experience of Australian children. *Caries Res*. 1983;17(2):139-44.

39. Moynihan PJ. The role of diet and nutrition in the etiology and prevention of oral diseases. Bull World Health Organ. 2005;83(9):694-9.
40. Bowen WH, Amsbaugh SM, Monell-Torrens S, Brunelle J. Effects of varying intervals between meals on dental caries in rats. Caries Res. 1983;17(5):466-71.
41. Gustafsson BE, Quensel CE, Lanke LS, Lundqvist C, Grahnen H, Bonow BE, et al. The Vipeholm dental caries study; the effect of different levels of carbohydrate intake on caries activity in 436 individuals observed for five years. Acta Odontol Scand. 1954;11(3-4):232-64.
42. Grindeford M, Dahllöf G, Ekström G, Höjer B, Modéer T. Caries prevalence in 2.5-year-old children. Caries Res. 1993;27(6):505-10.
43. Brown LJ, Lazar V. The economic state of dentistry. Demand-side trends. J Am Dent Assoc. 1998;129(12):1685-91.
44. Kalsbeek H, Kwant GW, Groeneveld A, Dirks OB, van Eck AA, Theuns HM. Caries experience of 15-year-old children in The Netherlands after discontinuation of water fluoridation. Caries Res. 1993;27(3):201-5.
45. Karjalainen S, Eriksson AL, Ruokola M, Toivonen A. Caries development after substitution of supervised fluoride rinses and toothbrushings by unsupervised use of fluoride toothpaste. Community Dent Oral Epidemiol. 1994;22(6):421-4.
46. Rølla G, Ogaard B, Cruz Rde A. Clinical effect and mechanism of cariostatic action of fluoride-containing toothpastes: a review. Int Dent J. 1991;41(3):171-4.
47. Stookey GK, DePaola PF, Featherstone JD, Fejerskov O, Möller IJ, Rotberg S, et al. A critical review of the relative anticaries efficacy of sodium fluoride and sodium monofluorophosphate dentifrices. Caries Res. 1993;27(4):337-60.
48. Kukleva M. Prevention of dental caries on the first permanent molars with fluoride gel in the first year after eruption. Folia Med (Plovdiv). 1998;40(4):60-4.
49. Disney JA, Graves RC, Stamm JW, Bohannon HM, Abernathy JR, Zack DD. The University of North Carolina Caries Risk Assessment study: further developments in caries risk prediction. Community Dent Oral Epidemiol. 1992;20(2):64-75.
50. Abernathy JR, Graves RC, Bohannon HM, Stamm JW, Greenberg BG, Disney JA. Development and application of a prediction model for dental caries. Community Dent Oral Epidemiol. 1987;15(1):24-8.
51. Pontigo-Loyola AP, Medina-Solis CE, Borges-Yañez SA, Patiño-Marín N, Islas-Márquez A, Maupome G. Prevalence and severity of dental caries in adolescents aged 12 and 15 living in communities with various fluoride concentrations. J Public Health Dent. 2007;67(1):8-13.
52. Lukacs JR, Largaespada LL. Explaining sex differences in dental caries prevalence: saliva, hormones, and "life-history" etiologies. Am J Hum Biol. 2006;18(4):540-55.
53. Shuler CF. Inherited risks for susceptibility to dental caries. J Dent Educ. 2001;65(10):1038-45.
54. Vieira AR. Genetics and caries: prospects. Braz Oral Res. 2012;26 Suppl 1(Suppl 1):7-9.
55. Werneck RI, Mira MT, Trevilatto PC. A critical review: an overview of genetic influence on dental caries. Oral Dis. 2010;16(7):613-23.
56. Truin GJ, König KG, Bronkhorst EM, Frankenmolen F, Mulder J, van't Hof MA. Time trends in caries experience of 6- and 12-year-old children of different socioeconomic status in The Hague. Caries Res. 1998;32(1):1-4.
57. Bedi R. Ethnic indicators of dental health for young Asian schoolchildren resident in areas of multiple deprivation. Br Dent J. 1989;166(9):331-4.
58. Bradnock G, Jadoua SI, Hamburger R. The dental health of indigenous and non-indigenous infant school children in west Birmingham. Community Dent Health. 1988;5(2):139-50.
59. Marshall TA, Eichenberger-Gilmore JM, Broffitt BA, Warren JJ, Levy SM. Dental caries and childhood obesity: roles of diet and socioeconomic status. Community Dent Oral Epidemiol. 2007;35(6):449-58.
60. Helfenstein U, Steiner M, Marthaler TM. Caries prediction on the basis of past caries including precavity lesions. Caries Res. 1991;25(5):372-6.

Bölüm 14

Çürüksüz Servikal Lezyonların Tedavisi: Ne Zaman, Niçin, Nasıl?

Günseli KATIRCI¹

GİRİŞ

Çürüksüz servikal lezyonlar, mine sement sınırında herhangi bir bakteriyolojik neden olmaksızın oluşan, diş sert kaybı ile karakterize defektler olarak tanımlanmaktadır^(1,2-3). Günümüzde, literatürde dişlerde çürüksüz servikal lezyonların yaygınlığının artış gösterdiği bildirilmiştir⁽¹⁾. Bu makalede çürüksüz servikal lezyonların prevelansı, klinik görüntüsü ve etiyolojisi hakkında bilgi verilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca bu makalede, bu lezyonların tedavi alternatifleri hakkında bilgi verilmesi amaçlanmıştır.

PREVELANS

Literatürde çürüksüz servikal lezyonların prevelansının %5 ile %85 arasında değiştiği bildirilmiştir⁽⁴⁾. Yapılan araştırmalar arasında, lezyonların prevelansında oluşan bu varyasyonun, çalışmada yer alan hastaların yaş aralığının geniş bir yelpazeye yayılması veya çalışmalarda hem kadın, hem de erkek hastaların her ikisinin yer alması gibi faktörlere bağlı olabileceği belirtilmiştir. Genellikle, çürüksüz servikal lezyonların, şiddetinin, prevelansının ve ilerleme hızının yaşla arttığı görüşü kabul görmüştür. Bu sonucun, yaşla kişilerde diş eti çekilme miktarının ve çene kemiği kaybının artmasına, tükürüğün kalite ve miktarının azalmasına, minede ve dentinde yapısal ve kompozisyonel değişiklikler oluşmasına bağlı olabileceği bildirilmiştir^(2,6-7). Çürüksüz servikal lezyonlar genellikle dişlerin fasiyal/bukkal yüzeylerinde oluşmaktadır, bazen lingual/palatinal yüzeylerde ve nadiren aproksimal yüzeylerde oluşabilmektedir. Kesici, kanin, premolar veya molar dişlerin hepsinde de bu lezyonlar oluşabilmektedir⁽⁷⁻⁸⁾. Ancak, bazı epidemiyolojik çalışmalarda çürüksüz servikal lezyonların en çok premolar dişlerde, en sık en şiddetli olarak ise mandibular premolar dişlerde gözleendiği rapor edilmiştir^(9,10-11).

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD., gonselikatirci@sdu.edu.tr

GÖRÜNÜM

Çürüksüz servikal lezyonlar, diş yüzeyinde genellikle sığ oluklar veya lezyonlar şeklinde gözlenmektedir. Lezyonların şekli, keskin kavisli olmayan defektlerden, keskin açılı olan kama şekilli defektlere kadar değişkenlik göstermektedir. Lezyonların morfolojik karakteri ile lezyonu oluşturan etiyolojik faktör arasında bağ vardır. Erozyon lezyonlarında, diş yüzeyinde, disk şeklinde geniş, sığ ve keskin olmayan kenarlar içeren defektler gözlenmektedir. Genç erişkinlerde, genellikle, dişlerdeki eroziv lezyonların gingival kenarları mine dokusunda sınırlanmaktadır⁽²⁾. Yavaş ilerleyen erozyon lezyonlarının sınırlarının yuvarlak kenarlı, genişliğinin derinliğinden fazla olduğu bilinmektedir. Ancak, hızlı ilerleyen çürüksüz servikal lezyonlardaki mine yüzeyi dalgalı görünümde, lezyon yüzeyi parlak ve lekesizdir ve açığa çıkan dentin ise beyaz renklidir. Bu lezyonlarda sklerotik dentin henüz oluşmadığı için diş yüzeyinde ileri derecede hassasiyet gözlenebilmektedir⁽¹²⁾. Hatalı diş fırçalama tekniğinden kaynaklanan ve abrazyiv kuvvetler nedeniyle oluşan lezyonlar, genellikle, keskin kenarlar ve üzerinde çizik izleri olan sert bir yüzey içermektedir. Abrazyon ve erozyonun kombine olduğu lezyonların ise, 'u' şeklinde olduğu saptanmıştır. Aşırı okluzal kuvvet nedeniyle oluşan abfraksiyon lezyonları ise, genellikle kama şeklindedir ve lezyonun iç ve dış açılı keskin kenarlıdır, ayrıca lezyonun apikalinin dişlerdeki mine-sement sınırına kadar uzandığı gözlenmiştir⁽¹³⁾.

ETİYOLOJİ

Çürüksüz servikal lezyonların oluşumunda; biyolojik korozyon (erozyon), sürtünme (abrazyon) ve stres (abfraksiyon) faktörlerinin, iki veya üçünün birlikte etkili olduğu bildirilmiştir. Ayrıca bu lezyonların oluşumunda tükürüğün, diş yapısının, kompozisyonun ve mobilitesinin, dişlerde restorasyon varlığının, diş yüzeylerine gelen kuvvetlerin büyüklüğünün, doğrultusunun ve sıklığının da etkili olabileceği bildirilmiştir⁽¹⁴⁾.

EROZYON (BİYOLOJİK KOROZYON)

Dişlerde erozyona, iç (mide asidi) ve dış (asidik yiyecek ve içecekler, ilaçlar asidik gargara) kaynaklı asitler yol açmaktadır. Ayrıca, kişilerde bulantı ve kusma esnasında ağız içinde bulunan mide ve pankreastan kaynağını alan proteolitik enzimler de dişlerde erozyona neden olmaktadır. Ağız içine alınan asidin içeriği ve alınma sıklığı, diş arkında yer alan dişlerin formu ve pozisyonu, diş eti çekilme miktarı erozyon oluşturunca risk faktörler arasında sayılmaktadır. Ayrıca, tükürük de (Ph, viskozite, akış hızı, kompozisyonu, tamponlama kapasitesi) çürüksüz

servikal lezyonların oluşumunda önemli risk bir faktörü oluşturmaktadır. Tükürük içerisinde yer alan iyonların demineralize olmuş diş yapılarında remineralizasyon başlatabilme kapasitesi bulunmaktadır, böylece çürüksüz servikal lezyon oluşumunu önleyebilmektedir. Erozyon lezyonları, sıklıkla dişlerin bukkal/fasiyal yüzeylerinde oluşmaktadırlar. Dişlerde, erozyon lezyonlarının, bukkal yüzeylerde gözlenmesi kişilerdeki tükürüğün mukoz ve tamponlama kapasitesinin düşük olduğunu düşündürmektedir. Ancak, dişlerdeki eroziv lezyonların lingual yüzeylerde gözlenmesi kişilerdeki tükürüğün seröz ve tamponlama kapasitesinin yüksek olduğunu düşündürmektedir. Tükürüğün karakteristik özelliklerinin farklı olması, kişiler arasında diş sert dokularının remineralizasyonunda ve ağız içinde tamponlanmış asitlerin seyreltilmesinde farklılıklar gelişmesine neden olmaktadır⁽¹⁴⁾. Fiziksel aktivite sonucu oluşan terlemeden kaynaklanan xerostaminin ve dehidratasyonun da, tükürük akışını etkilediği ve ağız kavitesinde asitlerin tamponlanmasına engel olduğu bildirilmiştir⁽⁵⁾.

ABRAZYON (SÜRTÜNME)

Abrazyon, diş ile diş kaynaklı mekanik bir etken arasındaki sürtünme sonucu oluşan patolojik bir aşınmadır⁽¹²⁾. Literatürde, abrazyon lezyonlarının, abraziv bir diş macununun kullanımı nedeniyle oluşabileceği söylenmiştir. Ayrıca, diş fırçalama eyleminin horizontal olarak yapılması, fırçalama sırasında dişlere aşırı basınç uygulanması, uygulanan fırçalama kuvvetinin büyüklüğü ve doğrultusu, diş fırçalama sıklığı ve süresi, kullanılan fırçanın kıllarının sertliği, diyet alışkanlıkları gibi faktörlerin de abrazyon lezyonlarının oluşumunda etkili olabileceği rapor edilmiştir. Diş arkında, dişin önde konumlanmasının diş fırçasının kullanımı sırasında ilgili dişe gereğinden fazla kuvvet uygulanmasına yol açabileceği bildirilmiştir. Bu durumun da, abraziv lezyon oluşumu için bir risk faktör oluşturabileceği belirtilmiştir. Ancak, literatürde, abraziv lezyonları oluşturan etkenlerin belirlenmesi ile ilişkili olan laboratuvar ve klinik çalışmalardan elde edilen bulguların sınırlı sayıda olduğu gözlenmiştir⁽⁵⁾.

ABFRAKSİYON (STRES)

Dişlerde abfraksiyon oluşum teorisi, biyomekanik bir sürece dayanmaktadır. Dişlerdeki servikal bölgeler, okluzal fonksiyon, bruksizm ve parafonksiyonel eylemler sırasında dayanak noktası haline gelmektedir ve servikal alanda çekme kuvvetleri oluşmaktadır. Sonuç olarak da, bu bölgelerde çürüksüz servikal lezyonlar oluştuğu gözlenmektedir. Bu stresler, dişte döngüsel yorgunluk oluşması nedeniyle daha ince olan mine dokusunda ve onun altında yer alan dentin dokusunda kristal yapılarda bozulmalara yol açmaktadır ve diş sert dokusunda çatlaklar oluş-

turmaktadır. Bu sürecin devam etmesi, dişlerde servikal alanda mine ve dentin dokusunda sert doku kayıplarına yol açmaktadır. Bazı çalışmalarda, okluzyon ve çürüksüz servikal lezyon varlığı arasında ilişki olduğu saptanmıştır⁽¹⁶⁻¹⁷⁾. Bir başka çalışmada, abfraksiyon lezyonlarının gelişmesinde bazı risk faktörlerinin etkili olabileceği saptanmıştır. Öncelikle, dişe gelen kuvvetin süresi, uygulandığı bölge, sıklığı, doğrultusu ve büyüklüğü sonucu diş yüzeyinde oluşan stresin lezyon oluşumunda etkili olduğu bildirilmiştir. Diş yüzeyine gelen bu kuvvetler karşısında dişin aksı, formu, kompozisyonu ve şekli ile ilişkili olan oriyantasyonun da dişlerde stres oluşumunda etkili olduğu rapor edilmiştir. İkinci olarak, periodontal ligamentin destekleyici etkisinin de dişlerde abraziv lezyon oluşumunda etkili olduğu, dişlerdeki mobilite ile çürüksüz servikal lezyon oluşumu arasında negatif bir ilişki olduğu belirtilmiştir. Üçüncü olarak, dişlerin okluzal yüzeyinin restore edilmiş olmasının dişlerde zayıflatıcı etki yaratabileceği ve abraziv lezyon oluşumu için risk oluşturabileceği bildirilmiştir⁽²⁾.

Sonuç olarak, dişlerin okluzal yüzeyinin, diş yüzeyinde oluşması muhtemel aşırı stres ve travma durumunu açıklamada bir diğer önemli faktör olduğu düşünülmüştür. Dişlerde oluşan servikal aşınmayla sonuçlanan çoğu lezyon, iki veya üç etiyolojik faktörün kombine etkisiyle oluşmaktadır. Örneğin, erozyon ve abrazyonun ikisinin birlikte, diş yüzeyinde oluşturduğu etki, bu faktörlerin tek başına oluşturacağı etkiden büyüktür. Bu nedenle, klinisyenlerin, çürüksüz servikal lezyonların teşhisi esnasında ve başlangıç tedavisini gerçekleştirirken, lezyonu oluşturan etiyolojik faktörü ve risk faktörleri, doğru tespit etmesi önemlidir. Çürüksüz servikal lezyonları oluşturan faktörler Tablo 1’de gösterilmiştir⁽¹⁴⁾.

Tablo 1. Çürüksüz servikal lezyonlarla ilişkili faktörler

EROZYON (Mine ve dentin dokusunun kimyasal, biyokimyasal ve elektrokimyasal olarak bozulması)

Hastaya ait faktörler	Etiyolojik faktörler	Risk Faktörler
Diyet	Asidik davranışlar ve yiyecekler, asidik meyva ve meyva suyu	
Meslek	Şarap tatma, meslekle ilişkili olarak maruz kalınan asidik ve endüstriyel gazların varlığı, dehidratasyonla sonuçlanan aktiviteler (ör. sportif faaliyetler)	Asidik içeriğin kompozisyonu ve alınma sıklığı, tükürüğün tamponlama kapasitesi, kompozisyonu, akış hızı, Ph ve viskozitesi

devam ediyor

Tıbbi Geçmiş	Reflü ile birlikte gastroözofageal hastalık varlığı, anoreksia ve bulimia nervoza, gastrik reflüyü başlatıcı predispozan faktörler (hiatus fıtığı, sportif aktivite), asidik ilaç kullanımı (ör. C vitamini), asidik ağız gargarası kullanımı, tükürük akışını azaltan ilaç kullanımı	
ABRAZYON (Yabancı cisim içeren mekanik süreç sonucu oluşan aşınma)		
Hastaya ait faktörler	Etiyolojik faktörler	Risk Faktörler
Diyet	Sert gıdalar ve çiğneme	
Ağız hijyeni alışkanlıkları	Abraziv diş macunu, diş fırçalama tekniği, kullanılan diş fırçası kıllarının sertliği, diş fırçalama sıklığı, yanlış hijyen alışkanlıkları	Diş fırçalama sırasında uygulanan kuvvetin doğrultusu, sıklığı, pozisyonu ve büyüklüğü, dişlerin dental arktaki pozisyonu ve formu, diş eti çekilmesi
Ağız içi apareyler	Braket ve protezler	
ABFRAKSİYON (Okluzal kuvvetler esnasında servikal bölgede oluşan çekme stresleri)		
Hastaya ait faktörler	Etiyolojik faktörler	Risk Faktörler
Okluzyon	Parafonksiyon (ör. bruksizm), aşırı okluzal kuvvet, malokluzyon, erken temas, eksentrik kuvvet, alışkanlıklar (sert nesneleri ısırma), sert ve güçlü gıdaları çiğneme	Uygulanan kuvvetlerin büyüklüğü, doğrultusu, sıklığı, bölgesi, süresi, dişlerde mobilite, okluzal yüzeyde restorasyon varlığı

TEDAVİ YÖNTEMLERİ

1. KORUYUCU YÖNTEMLER

Çürüksüz servikal lezyonlarda koruyucu tedavinin esası, mevcut lezyonların ilerlemesini veya yeni lezyonların oluşmasını önlemek, veyahut da, restore edilmiş lezyonlardaki restorasyonların ömrünü uzatmak esasına dayanmaktadır. Koruyucu önlemler, lezyonu oluşturan etiyolojik faktörle ilişkili olan ve hastaya ait davranışların değiştirilmesinde, danışmanlık yapılmasını da içermektedir^(6,14-17).

Servikal abrazyon lezyonları, genellikle, yanlış ağız hijyeni alışkanlıkları nedeniyle oluşmaktadır. Bu durumda, hastalar klinisyen tarafından bilgilendirilmelidir ve hastaların, lezyona sebep olan diş fırçalama materyalini ve alışkanlığını terk etmeleri sağlanmaya çalışılmalıdır^(6,14). Erozyon lezyonları, diyet alışkanlıkları ve gastroözofageal reflü hastalığı nedeniyle oluştuğunda, tedavi hastanın beslenme alışkanlıklarını değiştirmesi ve bir tıp doktorunun reflü hastalığını tedavi etmesini kapsamaktadır. Abfraksiyon lezyonlarının varlığında, hastaların okluzal düzenlenmesinin yapılması, hastalara okluzal splint uygulanması gibi yöntemler önerilmektedir⁽⁵⁻⁶⁾. Okluzal terapinin, dişlerdeki erken okluzal teması önleyeceği ve okluzal dengeyi oluşturacağı düşünülmektedir⁽¹⁴⁾.

2. TAKİP

Çürüksüz servikal lezyonların tedavi planlama sürecinde, lezyonun aktivitesinin değerlendirilmesi önemlidir. Bu lezyonların genellikle, ilerleme hızının yavaş olduğu ve toplumun büyük kısmında gözlemlendiği düşünülmektedir^(19,20-21). Bu nedenle, çürüksüz servikal lezyonların tedavi sürecinde, klinisyenin mevcut lezyonun şiddetini, hastanın yaşını, lezyonu oluşturan etiyolojik ve hastaya ait risk faktörleri göz önünde bulundurarak bireysel lezyon takip protokolleri oluşturmalıdır. İçsel asitler nedeniyle oluşan ve hızlı ilerleyen lezyonlara sahip hastalara, düzenli ağız hijyen alışkanlıkları kazandırılmalıdır ve bu hastalar, altı aylık aralıklarla takip edilmelidir. Standart ağız içi fotoğrafların alınması, hastalardan ağız modelleri elde edilmesi ve lezyon boyutlarındaki değişiminin (genişlik/derinlik) ölçülmesi lezyonların aktivitesinin takip sürecinde yer alabilecek olan işlemler arasında sayılabilmektedir. Günümüzde, kullanılan bilgisayar destekli görüntüleme sistemleri (ör. CAD/CAM sistemleri) de, bu lezyonların aktivitesinin tespitinde hekime yardımcı olmaktadır⁽¹⁹⁾.

3. DENTİN HASSASIYETİNİN TEDAVİSİ

Dentin hassasiyeti, genellikle, çürüksüz servikal lezyonların başlangıç evresinde gözlenmektedir. Lezyonların küçük ve sığ olduğu ve restoratif tedavi gerektirmediği evrede, hassasiyet tedavisi non-invaziv yollarla gerçekleştirilmelidir. Piyasada, düşük maliyetli olan ve hassasiyet tedavisinde kullanılabilen, hastalar tarafından evde uygulanabilen çok sayıda desensitizan ajan mevcuttur. Bu ajanlar, dişler üzerinde çeşitli mekanizmalarla etkilerini göstermektedir. Bu mekanizmalar; dişlerdeki sinirlerin desensitizasyonu (ör. potasyum nirat), protein çöktürme (ör. glüturaldehit, gümüş nitrat, çinko klorür, stronsiyum hexadtrat) ve dentin tübüllerin tıkanması (ör. sodyum florür, stannöz florür, stronsiyum klorür, potasyum oksalat, kalsiyum fosfat, kalsiyum karbonat, biyoaktif cam) olarak sayılabilmektedir²².

Diş macunları, ağız gargaraları ve sakızlar piyasada bulunan hassasiyet giderici ajanlar arasında yer almaktadır. Bu ajanların etkili olabilmesi için, 3-4 hafta kullanılması gerekebileceği hastalara söylenmelidir. Hassasiyet tedavisinde, ev tipi tedavi yöntemi ile hastalarda rahatlama gözlenmezse, ofis tipi tedavi yöntemlere geçilmelidir. Son yıllarda, dentin hassasiyetinin ofis tipi tedavisinde, kalsiyum fosfat bazlı sistemlerin kullanımının etkili olduğu ve diş yüzeylerinde de remineralizasyonu sağladığı gözlenmiştir⁽²³⁻²⁴⁾. Bu ajanlar, vücut sıvısı ile etkileşime girebilmekte ve hidroksi apatit kristallerinin formasyonunu sağlayabilmektedir. Bu yolla, dentin tübüllerinin ağzının örtülenmesini sağlamaktadırlar⁽²⁾.

Son olarak, rezin bazlı adeziv sistemlerin, dişlerdeki dentin hassasiyetinin tedavisinde, ev tipi desensitizan ajanlarla karşılaştırıldığında, daha uzun süre ile diş hassasiyetini önleyebileceği söylenmektedir^(22,25). Adeziv rezinler, dentin tübüllerini hibrit tabakası oluşturarak etkin bir şekilde örtbilmektedirler. Çeşitli klinik çalışmalarda, adeziv rezinlerin, dentin hassasiyetini altı ay süre ile önleyebileceği rapor edilmiştir⁽²⁵⁻²⁶⁾.

4. RESTORATİF TEDAVİ

Çürüksüz servikal lezyonlarla ilişkili olarak dişlerde aşağıdaki durumlardan bir ya da bir kaç birlikte gözleniyor ise, bu lezyonlar restore edilmelidir: a) Dişlerde çürüksüz servikal lezyonla ilişkili olan ve aktif, kaviteasyon gösteren çürükler var ise, b) Çürüksüz servikal lezyona ait tüm marjinal kenarlar, ilgili dişte, subgingival alanda lokalizasyon gösteriyorsa ve bu alanda plak kontrolü yapmak imkansız ise, lezyon dişte çürük ve periodontal hastalıklar için risk oluşturuyorsa, c) Dişlerde yapısal bütünlüğü bozan aşırı derecede sert doku kaybı varsa, defekt pulpaya çok yakınsa veya lezyon nedeniyle pulpa ekspoz olmuşsa, d) Dişlerde non-invaziv terapötik yöntemlerle tedavi edilerek geçmeyen dentin hassasiyeti varsa, e) Hareketli protezler için destek diş ise, f) Hastanın estetik beklentisi varsa⁽⁷⁻¹⁸⁾. Bu lezyonların restorasyonunda, mevcut restoratif teknikler arasında kompozit ve adeziv tekniklerin kombine kullanılması yöntemi iyi estetik sonuçlar oluşturduğu için, klinisyenler tarafından sıklıkla tercih edilmektedir. Bununla birlikte, cam iyonomerlerin, rezin modifiye cam iyonomerlerin veya cam iyonomerin kompozitle birlikte kullanımı yöntemi bu lezyonların restorasyonu için önerilmiş olsa da, daha az sıklıkla tercih edilmektedir⁽²⁻²⁷⁾.

a. Adeziv Sistem Seçimi

Van Meerbeek adlı araştırmacı tarafından yapılan sınıflamaya göre, modern adeziv sistemleri etch-and-rinse (asitle-yıkla) adeziv sistemleri, self etch adezivler ve restoratif materyalle birlikte olan self-adeziv sistemler olarak gruplandırılmıştır.

Çok basamaklı uygulama içeren, etch-and-rinse adeziv sistemler, fosforik asit uygulamasını gerektirmektedir. Asit, mine dokusunda, hidroksiapatitten zengin substrat içinde, derin çukurcuklar oluşturmaktadır, dentin dokusunda ise kolla-gen ağı açığa çıkaran birkaç mikrometre derinlikte demineralizasyon oluşturmaktadır. Diğer basamak ise, primer uygulamasıdır. Primer/adezivin birlikte uygulandığı sistem iki aşamalı, primerin ayrı ve adezivin ayrı uygulandığı sistem ise üç aşamalı etch-and-rinse sistem olarak adlandırılmaktadır. Tüm bu sistemlerin amacı, diş ile adeziv arasında mikromekanik bağlanmayı sağlamaktır. Monomerlerin, minedeki çukurcuklara, ağız açılmış dentin tubüllerine, açığa çıkmış kollogen ağına difüzyonu ve polimerizasyonu yoluyla, diş yüzeyinde kaliteli hibrit tabaka oluşacağı bildirilmiştir⁽²⁸⁻²⁹⁾.

Self-etch adezivler, yıkanmayan asidik monomer (primer) kullanımını içermektedir. Self-etch adezivler, sadece smear tabakasının çözünmesini sağlayabilmektedir ve yıkama basamağı içermediği için diş yüzeyindeki, çözünmüş kalsiyum fosfatı uzaklaştıramamaktadırlar. Klinikte uygulanma süresi, etch-and-rinse adeziv sistemlere göre daha kısadır ve bu sistemlerden daha az teknik hassasiyet gerektirmektedirler. Self-etch adezivler, solvent içermeyen bonding uygulanmasının ayrı bir basamak olup olmamasına göre tek veya iki aşamalı olabilirler. Kullanılan self-etch primer, pH'ına göre şu şekilde sınıflandırılabilir; a) güçlü ($\text{pH} < 1$), b) orta ($\text{pH} \pm 1.5$), c) hafif ($\text{pH} \pm 2$), d) ultra-hafif ($\text{pH} \geq 2.5$). Asiditesine göre orta, hafif ve ultra-hafif sınıflarına dahil olan self-etch adezivler, dentin yüzeyini tamamen demineralize edemezler ve bu materyalin kullanımı sonucunda diş yüzeyindeki hibrit tabakada bir miktar hidroksi apatit kalmaktadır. Self-etching primer içerisinde bulunan fonksiyonel monomer (ör. 4-MET, 10-MDP, fenil-P), diş yüzeyindeki hidroksi apatit ile kimyasal bir etkileşim gösterebilmektedir⁽³⁰⁾. Bunun sonucunda, diş ile adeziv arasında, iki kat etkili olan bir bağ, yani hem mikromekanik hem de kimyasal bir bağ oluşmaktadır. Mevcut fonksiyonel monomerler arasında, en etkili olanın 10-MDP olduğu belirtilmiştir. Bu monomerin, hibrit tabakası içerisindeki stabil ve sağlam bir bağ oluşturduğu bildirilmiştir⁽³¹⁾. Etch-and-rinse adeziv ve self-etch adeziv sistemleri, bir restoratif materyalle birlikte kullanılmaktadır (kompozit, giomer veya kompomer ile birlikte)⁽²⁾.

Cam iyonomerler ve rezin modifiye cam iyonomerler, self-adeziv materyallerdir. Kullanımı öncesinde, kısa süre ile bir polialkenoik asit kondisyoner kullanımı tavsiye edilmektedir. Polialkenoik asit uygulaması, diş yüzeylerinin temizlenmesini sağlamaktadır. Dişlerdeki smear tabakasını uzaklaştırmaktadır ve dişlerdeki kollogen fibrillerin ekspoz olmasını sağlamaktadır (0,5-1 mikrometre derinlik). Cam iyonomer bileşenlerinin, diş dokularına difüze olması ve mikromekanik bağlanmasını takiben hibridizasyon prensibi gerçekleşmektedir. Kimyasal

bağlanma, polialkenoik asidin karboksil grupları ile kollogen fibriller içerisinde kalmış olan hidroksiapatite ait kalsiyum arasındaki iyonik bağ ile gerçekleşmektedir. Çoğunlukla, cam iyonomer ve modifiye cam iyonomer materyalleri, piyasada, restoratif materyal olarak bulunmaktadır⁽²⁾.

Dental markette, yapıştırma ajanı olarak bulunan diğer self adeziv materyaller, self adeziv yapıştırma kompozitleridir. Self adeziv akışkan materyaller ise, piyasaya henüz birkaç yıl önce sürülmüştür. Ancak, yapılan in vitro çalışmalarda, diş yapılarına bağlanma etkinliğinin, geleneksel adeziv sistemlere göre düşük olduğu saptanmıştır⁽³²⁾. Son yıllarda, diş hekimliğinde, universal adeziv sistemlerin kullanımı yaygınlık kazanmıştır. Diş yüzeylerine; etch-and-rinse mod, self-etch mod, mine marjinal kenarlarında %35 fosforik asitleme ile birlikte kullanılan self-etch mod olmak üzere çeşitli modlarda uygulanabilmektedir⁽³³⁻³⁴⁾.

b. İzolasyon

Doğru izolasyon tekniğinin kullanımı, çürüksüz servikal lezyonların restorasyonunda başarı sağlanmasında önemli faktörlerden biridir. Yapılmış bir çalışmada, rubber-dam kullanımı ile, bu lezyonların restorasyonunda, kullanılan adeziv sistemin başarısı arasında pozitif bir ilişki olduğu rapor edilmiştir. Literatürde, rubber-dam kullanılan restorasyonlarda kullanılmayanlara göre, restoratif materyalde retansiyon kaybının daha az olduğu ve marjinal adaptasyonun daha iyi olduğu saptanmıştır⁽³⁵⁾. Ancak, bazen servikal bölgenin, morfolojik ve anatomik yapısının, dişlere, rubber-dam uygulanmasına olanak vermediği gözlenmiştir. Bu durumlarda, dişlerde restoratif işlemlerde, gingival retraksiyon ipliği ile birlikte pamuk rulo kullanılarak izolasyonun sağlanabileceği bildirilmiştir⁽³⁶⁻³⁷⁾.

c. Mine Dokusunun Preparasyonu

Çürüksüz servikal lezyonların, insizal kenarında kompozit rezin materyalinin mine dokusu ile bağlandığı bilinmektedir. Bu lezyonlarda, mine dokusu üzerinde 1-2 mm genişliğinde bizotaj yapılması önerilmektedir. Böylece, aprizmatik mine dokusu uzaklaştırılacaktır ve adezivin mine dokusundaki, bağlanma dayanımının artması sağlanmış olacaktır. Bizotaj ile, mine dokusu ve kompozit rezin arasında dereceli bir geçiş oluşacaktır ve estetik olarak başarılı bir restorasyon elde edilme imkanı artacaktır⁽²⁾.

d. Dentin Dokusunun Preparasyonu

Çürüksüz servikal lezyonlarda, dentin yüzeyinin, çoğunlukla sklerotik olduğu ve substratın normal dentine göre bağlanmasının daha güç olduğu gözlenmiştir. Sklerotik dentin, hipermineralizedir ve parlak bir görünüme sahiptir. Ayrıca, dentin tübüllerinin kısmen veya tamamen mineral çökeltileri ile dolu olduğu bi-

linmektedir. Bu nedenle, dokunun asitle çözünmesi güçtür. Rezin-sklerotik dentin iç yüzeyi morfolojik olarak değerlendirildiğinde, hipermineralize intertübüler dentinde, ince bir hibrit tabakası, kısa ve az miktarda rezin tag oluşumu gözlenmektedir⁽³⁸⁾. Bu tip dentinde, adezivin etkinliğini artırmak için, sklerotik dentinin elmas frezle pürüzlendirilmesi önerilmiştir⁽³⁵⁾. Dentin yüzeyindeki pürüzlendirmenin, adezivin dentin yüzeyinde oluşturacağı smear tabakasının kalınlığını da etkileyebileceği saptanmıştır. Dentin yüzeyinde, ince bir smear tabakası, hafif/ultra hafif asiditeye ($\text{Ph} \geq 2$) sahip elf-etch adeziv sistem kullanılarak oluşturulabilmektedir. Pürüzlendirilmiş ve temiz-minimum kalınlıktaki hibrit tabakasına sahip olma ihtimali yüksek bir diş yüzeyinin, Al_2O_3 partükülleri ile kullanılan air-abrazyon ünitesi ile prepare edilerek elde edilebileceği rapor edilmiştir. Air abrazyon kullanımının, dişlerde adezyon için gerekli yüzey alanını artırabileceği, rezin adaptasyonunu iyileştirebileceği ve rezin tag formasyonunu arttırabileceği bildirilmiştir⁽¹⁾. Bazı in vitro çalışmalarda, air abrazyonun mine ve dentin dokusunda, etch-and-rinse ve self-etch adezivlerin bağlanma dayanımını artırabileceği rapor edilirken, diğer çalışmalarda air abrazyonun adezivin bağlanma dayanımını etkilemediği saptanmıştır⁽²⁻³⁹⁾.

Çürüksüz servikal lezyonlarda, diş sert dokularında minimum seviyede preparasyonun yapılması ve mümkünse sadece, mine ve dentin dokularında pürüzlendirme işlemi yapılması tavsiye edilmektedir. Bununla birlikte, yüksek okluzal basınç altındaki keskin, kama şekilli lezyonların köşelerinin yuvarlatılmasının, restoratif materyalin klinik ömrünün uzatılmasını sağlayabileceği belirtilmiştir⁽²⁾.

e. Adeziv Sistemin Uygulanması

Adeziv sistemin kesinlikle üretici firmanın talimatlarına göre uygulanması gerektiği rapor edilmiştir. Uygulanması basit olmayan bir adeziv kullanılıyor ise (üç aşamalı etch and rinse, iki aşamalı self etch), adezive ait primer, diş sert dokularına titizlikle ve üretici firmanın önerdiği süre ile uygulanmalıdır. Bu yolla, açığa çıkmış olan dentin dokusunun optimum ıslatılması ve ajanın dokuya optimum penetrasyonu sağlanabilmektedir ve sonuç olarak kaliteli bir hibrit tabaka oluşturulabilmektedir⁽²⁾.

Çürüksüz servikal lezyonların tedavisinde kullanılacak olan self-etch adeziv sistemlerin klinik performansının, selektif asitleme ile, yani kavitedeki mine dokusuna % 37 konsantrasyonundaki fosforik asit uygulanması yoluyla arttırılabileceği bildirilmiştir. Mine dokusuna fosforik asit uygulanması ile, mine ile adeziv arasında oluşan mikromekanik retansiyonun artmasının sağlanabileceği ve böylece mine ile adeziv bağlantısının artacağı iddia edilmiştir. Bu lezyonların tedavisi için seçilecek olan universal adezivlerin ise self-etch mod ile kullanılan 10-MDP

bazlı bir adeziv olmasına özen gösterilmesi tavsiye edilmiştir. Böylece, hibrit tabakasında bulunan hidroksi apatitteki kalsiyum ile 10-MDP fonksiyonel monomer arasında kimyasal bir bağ oluşması sağlanabilecektir. Ancak, etch-and-rinse moddaki bir adezivin kullanımı, diş yüzeyindeki tüm hidroksi apatitin uzaklaşmasına yol açacaktır. Son olarak, lezyonların tedavisinde, basit bir adeziv sistem kullanılacak ise, adezivin hidrofobik bir rezin ile örtülenmesinin adezyondaki başarıyı arttırabileceği bildirilmiştir. Adeziv uygulamasından sonra yapılan bu örtülemenin, diş yüzeyinde, ince, uniform ve sıvı akış hızı oldukça düşük olan bir adeziv tabakası oluşturabileceği belirtilmiştir. Böylece stabil bir rezin-dentin iç yüzeyi oluşması sağlanabilecektir⁽²⁾.

f. Kompozit Rezın Seçimi

Çürüksüz servikal lezyonların, kısmen düşük C-faktör değerine sahip olduğu bilinmektedir. Bu nedenle, yapılan restorasyonda kullanılan kompozit rezinin mekanik özelliklerinin, kullanılan adezivin performansı kadar önemli olmadığı bildirilmiştir. Ayrıca, lezyonun restorasyonunda kullanılan kompozit rezinin, kullanılan adeziv rezinin performansı üzerinde bir etkisi olmadığı saptanmıştır. Benzer şekilde, bu lezyonun restorasyonunda, florür salan rezin materyaller olan kompomerlerin ve giomerlerin, konvansiyonel kompozitler kadar başarılı olmadığı bildirilmiştir^(2,27). Literatürde, abfraksiyon lezyonlarının, düşük elastikiyet modülüne sahip olan ve kuvvetler karşısında dişle birlikte esneme özelliği gösterebilen mikrofil rezin kompozitlerle veya akışkan rezinlerle restore edilmesi tavsiye edilmiştir. Ancak, literatürde, bu lezyonların restorasyonunda kullanılan ve farklı sertlik özelliği bulunan kompozitlerin, başarısızlık oranı arasında bir fark olduğuna dair belirgin bir bulguya rastlanamamıştır⁽²⁾.

g. Kompozit Rezın Uygulama Tekniğı

Sınıf V çürüksüz servikal lezyonların restorasyonunda, geniş ve/veya derin lezyonlarda, minimum seviyede polimerizasyon büzülmesi oluşması ve marjinal adaptasyonun başarılı olabilmesi için, konvansiyonel kompozit rezinin, çoklu tabakalama yöntemi ile kaviteye yerleştirilmesinin uygun olduğu söylenmiştir. Bazı çalışmalarda, en iyi sonuçların kompozitin, kavitenin gingivalinden kesici kenara yerleştirilerek yapılan oblik teknikte uygulanması yoluyla elde edilebileceği saptanmıştır⁽²⁻⁴⁰⁾. Diğer bir alternatif kompozit uygulama tekniğı ise, öncelikle, açığa çıkmış olan dentin yüzeyinin ince bir akışkan kompozit tabakası ile örtülenmesidir. Sonraki aşamada ise, konvansiyonel kompozit rezin materyali ile lezyonun kalan kısımları örtülenmelidir. Akışkan kompozit kullanımının, restorasyonun hibridize dentin yüzeyine adaptasyonunu arttırabileceği saptanmıştır. Ayrıca, bu kompozitlerin fleksibl olması ve düşük elastikiyet modülüne sahip olması nede-

niyle restoratif materyaldeki polimerizasyon büzülmesi oranını düşürebileceği bildirilmiştir. Çürüksüz servikal lezyonlarda, restorasyonda bitirme prosedürlerinin minimuma indirilebilmesi için restoratif tekniğin dikkatli uygulanması gerektiği söylenmiştir⁽²⁾.

h. Bitim ve Polisaj

Restorasyonlarda, taşkınlık ve pürüzlülük oluşturmaktan kaçınılması tavsiye edilmiştir. Plak retansiyonu, diş eti iltihabı ve çürük lezyonlarının gelişmesi tek başına restorasyonun başarısızlığını göstermemektedir, aynı zamanda hastaya yeni problemler çıkması da restoratif başarısızlıkla ilişkili olabilmektedir. Kötü yapılmış bitim ve polisaj işlemi, yumuşak ve sert doku yaralanmalarına neden olabilmektedir. Bu lezyonların restorasyonunda kullanılan restoratif tekniğin, minimum oranda bitirme ve polisaj işlemi içermesi gerektiği bildirilmiştir. Ancak, aşırı kontur verilmiş restorasyonlardaki fazla materyalin, özellikle de marjinal kenarlarda bulunan aşırı materyalin, uzaklaştırılması gerektiği söylenmiştir. Gerekli durumlarda, ince grenli elmas bitim frezlerinin, kaba grenli disklerin ve bitim aşamasında da gittikçe artan grenli polisaj lastiklerinin kullanılması tavsiye edilmiştir⁽²⁾.

ı. Takip

Yapılmış olan restorasyonların mevcut durumu her yıl değerlendirilmelidir. Bu restorasyonlarda zamanla marjinal renklenmeler ve marjinal kenarda küçük defekler gözlenebileceği bilinmektedir. Bu durumlarda, restorasyona yeniden polisaj yapılması yoluyla restorasyonun klinik ömrü uzatılabilmektedir. Restorasyonda gözlenen defektlerin tedavisi ise, restorasyonun tamiri ile sağlanabilmektedir. Ayrıca, restorasyonun klinik performansı değerlendirilirken, hasta faktörü unutulmamalıdır ve lezyonların tekrarlanmasını önlemek için çürüksüz servikal lezyonları oluşturan etiyolojik faktörler kontrol altına alınmaya çalışılmalıdır⁽²⁾.

j. Restorasyonla Birlikte Kök Yüzeyinin Cerrahi Olarak Örtülenmesi

Çürüksüz servikal lezyonlar, dişlerdeki kök yüzeylerinin ağız kavitesine açılmasına neden olan diş eti çekilmesi ile ilişkili olabilmektedir. Bu durumlarda, lezyonun kompozit rezin ile restorasyonu gerçekleştirilebileceği ancak, bu şekilde estetik olarak başarılı bir sonuç elde edilemeyeceği saptanmıştır. Estetiğin önemli olduğu vakalarda, ideal bir tedavi, çürüksüz servikal lezyonun restorasyonu ile birlikte, diş eti çekilmesinin periodontal olarak tedavi edilmesi yoluyla sağlanmaktadır⁽²⁻⁴¹⁾.

SONUÇ

Çürüksüz servikal lezyonların doğru teşhisinin yapılabilmesinde, klinisyenin; vakanın, medikal ve dental hikayesini, okluzyonunu, diyet alışkanlıklarını ve oral hijyen alışkanlıklarını değerlendirmesi önemlidir. Bu lezyonların tedavisi, vakaya ait problemlerin tespitini, etiyolojik faktörün ortadan kaldırılmasını, lezyon tabakasını ve gerekli durumlarda restoratif prosedürlerin uygulanmasını içermektedir. Yapılan literatür taraması sonucunda, çürüksüz servikal lezyonlar nedeniyle, hastalarda fonksiyon ve estetiğin bozulması durumunda, derin lezyonların uygun adeziv sistemle birlikte kullanılan direkt kompozit rezin ile restore edilmesi ile uzun ömürlü restorasyonlar elde edilebileceği gözlenmiştir. Diş eti çekilmesi ile birlikte oluşan çürüksüz servikal lezyonların tedavisinde, restoratif tedavi ile birlikte periodontal tedavinin yapılmasıyla estetik olarak başarılı restorasyonlar elde edilebileceği sonucuna varılabilir.

KAYNAKLAR

1. Demarco FF, Cademartori GM, Hartwig DA et al. Non-carious cervical lesions (NCCLs) and associated factors: A multilevel analysis in a cohort study in southern. *Brazil J Clin Periodontol*, 2022; 49 (1), 48–58. Doi: 10.1111/jcpe.13549.
2. Peumans M, Politano G, Van Meerbeek B. Treatment of noncarious cervical lesions: when, why, and how, *Int J Esthet Dent*, 2020; 15 (1), 16-42.
3. Teixeira RND, Thomas ZR, Soares VP et al. Prevalence of noncarious cervical lesions among adults: A systematic review. *J Dent*, 2020; 95 (103285), 1-7. Doi: 10.1016/j.jdent.2020.103285.
4. Michael JA, Townsend GC, Greenwood LF et al. Abfraction: Separating fact from fiction. *Aust Dent J*, 2009; 54 (1), 2-8. Doi: 10.1111/j.1834-7819.2008.01080.x.
5. Bartlett DW, Shah P. A critical review of non-carious cervical (wear) lesions and the role of abfraction, erosion, and abrasion. *J Dent Res*, 2006; 85 (4), 306-312. Doi: 10.1177/154405910608500405.
6. Pecie R, Krejci I, García-Godoy F et al. Noncarious cervical lesions (NCCL)--a clinical concept based on the literature review. Part 2: restoration. *Am J Dent*, 2011; 24 (3), 183-92.
7. Wood I, Jawad Z, Paisley C et al. Non-carious cervical tooth surface loss: a literature review. *J Dent*, 2008; 36 (10), 759-766. Doi: 10.1016/j.jdent.2008.06.004.
8. Levitch LC, Bader D, Shugars DA et al. Non-carious cervical lesions. *J Dent*, 1994; 22 (4), 195-207. Doi: 10.1016/0300-5712(94)90107-4.
9. Bernhardt O, Gesch D, Schwahn C et al. Epidemiological evaluation of the multifactorial aetiology of abfractions. *J Oral Rehabil*, 2006; 33 (1), 17-25. Doi: 10.1111/j.1365-2842.2006.01532.x.
10. Zuza A, Racic M, Ivkovic M et al. Prevalence of non-carious cervical lesions among the general population of the Republic of Srpska, Bosnia and Herzegovina. *Int Dent J*, 2019; 69 (4), 281-288. Doi: 10.1111/idj.12462.
11. Borcic J, Anic I, Urek MM et al. The prevalence of non-carious cervical lesions in permanent dentition. *J Oral Rehabil*, 2004; 31 (2), 117-123. Doi: 10.1046/j.0305-182x.2003.01223.x.
12. Aykor, A. (2016). Diş Aşınmalarına Restoratif Estetik Yaklaşım. İstanbul: Quintessence Yayıncılık Tanıtım Paz. Ve Diş Tic. Ltd. Şti.
13. Michael JA, Kaidonis JA, Townsend GC. Non-carious cervical lesions: a scanning electron microscopic study. *Aust Dent J*, 2010; 55 (2), 138-142. Doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01213.x.
14. Grippo OJ, Simring M, Coleman AT. Abfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncarious cervical lesions: a 20-year perspective. *J Esthet Restor Dent*, 2012; 24 (1), 10-23. Doi: 10.1111/j.1708-8240.2011.00487.x.

15. Young WG, Khan F. Sites of dental erosion are saliva-dependent. *J Oral Rehabil*, 2002; 29, 35-43. Doi: 10.1046/j.1365-2842.2002.00808.x.
16. Soares VP, Santos-Filho FCP, Soares JC et al. Non-carious cervical lesions: influence of morphology and load type on biomechanical behaviour of maxillary incisors. *Aust Dent J*, 2013; 58 (3), 306-314. Doi: 10.1111/adj.12084.
17. Rees SJ, Hammadeh M, Jagger DC. Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: a finite element study. *Eur J Oral Sci*, 2003; 111 (2), 149-154. Doi: 10.1034/j.1600-0722.2003.00018.x.
18. Terry AD, McGuire KM, McLaren E et al. Perioesthetic approach to the diagnosis and treatment of carious and noncarious cervical lesions: Part I. *J Esthet Restor Dent*, 2003; 15 (4), 217-232. Doi: 10.1111/j.1708-8240.2003.tb00290.x.
19. Sawlani K, Lawson CN, Burgess OJ et al. Factors influencing the progression of noncarious cervical lesions: A 5-year prospective clinical evaluation. *J Prosthet Dent*, 2016; 115 (5), 571-577. Doi: 10.1016/j.prosdent.2015.10.021.
20. Aw CT, Lepe X, Johnson HG et al. Characteristics of noncarious cervical lesions: a clinical investigation. *J Am Dent Assoc*, 2002; 133 (6), 725-733. Doi: 10.14219/jada.archive.2002.0268.
21. Sugita I, Nakashima S, Ikeda A et al. A pilot study to assess the morphology and progression of non-carious cervical lesions. *J Dent*, 2017; 57, 51-56. Doi: 10.1016/j.jdent.2016.12.004.
22. Miglani S, Aggarwal V, Ahuja B. Dentin hypersensitivity: Recent trends in management. *J Conserv Dent*, 2010; 13 (4), 218-224. doi: 10.4103/0972-0707.73385.
23. Endo H, Kawamoto R, Takahashi F et al. Evaluation of a calcium phosphate desensitizer using an ultrasonic device. *Dent Mater J*, 2013; 32 (3), 456-461. Doi: 10.4012/dmj.2012-308.
24. Zhu M, Li J, Chen B et al. The Effect of Calcium Sodium Phosphosilicate on Dentin Hypersensitivity: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Plos One*, 2015; 10 (11), e0140176. Doi: 10.1371/journal.pone.0140176.
25. Veitz-Keenan A, Barna AJ, Strober B et al. Treatments for hypersensitive noncarious cervical lesions: a Practitioners Engaged in Applied Research and Learning (PEARL) Network randomized clinical effectiveness study. *J Am Dent Assoc*, 2013; 144 (5), 495-506. Doi: 10.14219/jada.archive.2013.0152.
26. Prati C, F Cervellati, V Sanasi et al. Treatment of cervical dentin hypersensitivity with resin adhesives: 4-week evaluation. *Am J Dent*, 2001; 14 (6), 378-382.
27. Peumans M, De Munck J, Mine A et al. Clinical effectiveness of contemporary adhesives for the restoration of non-carious cervical lesions. A systematic review. *Dent Mater*, 2014; 30 (10), 1089-10103. Doi: 10.1016/j.dental.2014.07.007.
28. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 2003; 28 (3), 215-235.
29. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*, 2010; 26 (2), e100-21. Doi: 10.1016/j.dental.2009.11.148.
30. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res*, 2004; 83 (6), 454-458. Doi: 10.1177/154405910408300604.
31. Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S et al. Nanolayering of phosphoric acid ester monomer on enamel and dentin. *Acta Biomater*, 2011; 7 (8), 3187-3195. Doi: 10.1016/j.actbio.2011.04.026.
32. Poitevin A, De Munck J, Van Ende A et al. Bonding effectiveness of self-adhesive composites to dentin and enamel. *Dent Mater*, 2013; 29 (2), 221-230. Doi: 10.1016/j.dental.2012.10.001.
33. Rosa OLW, Piva E, Silva FA. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*, 2015; 43 (7), 765-776. Doi: 10.1016/j.jdent.2015.04.003.
34. Chen C, Niu NL, Xie H et al. Bonding of universal adhesives to dentine-Old wine in new bottles? *J Dent*, 2015; 43 (5), 525-536. Doi: 10.1016/j.jdent.2015.03.004.
35. Mahn E, Rousson V, Heintze S. Meta-Analysis of the Influence of Bonding Parameters on the Clinical Outcome of Tooth-colored Cervical Restorations. *J Adhes Dent*, 2015; 17 (5), 391-403. Doi: 10.3290/j.jad.a35008.

36. Ajami AA, Kahnmoii AM, Kimyai S et al. Effect of three different contamination removal methods on bond strength of a self-etching adhesive to dentin contaminated with an aluminum chloride hemostatic agent. *J Contemp Dent Pract*, 2013; 1-14 (1), 26-33. Doi: 10.5005/jp-journals-10024-1264.
37. Kuphasuk W, Harnirattisai C, Senawongse P et al. Bond strengths of two adhesive systems to dentin contaminated with a hemostatic agent. *Oper Dent*, 2007; 32 (4), 399-405. Doi: 10.2341/06-121.
38. Tay RF, Pashley HD. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *J Dent*, 2004; 32 (3), 173-96. Doi: 10.1016/j.jdent.2003.10.009.
39. Sutil SGB, Susin HA. Dentin pretreatment and adhesive temperature as affecting factors on bond strength of a universal adhesive system. *J Appl Oral Sci*, 2017; 25 (5), 533-540. Doi: 10.1590/1678-7757-2016-0500.
40. Kubo S, Yokota H, Yokota H et al. Challenges to the clinical placement and evaluation of adhesively-bonded, cervical composite restorations. *Dent Mater*, 2013; 29 (1), 10-27. Doi: 10.1016/j.dental.2012.08.003.
41. Bignozzi I, Littarru C, Crea A et al. Surgical treatment options for grafting areas of gingival recession association with cervical lesions: a review. *J Esthet Restor Dent*, 2013; 25 (6), 371-82. Doi: 10.1111/jerd.12058.

Bölüm 15

DIŞ ÇÜRÜĞÜNÜN POTANSİYEL BİYOBELİRTEÇLERİ

Ahmet Ercan HATAYSAL¹

Diş çürükleri, dünya nüfusunun büyük bir bölümünü etkileyen yaygın bir inflamatuvar hastalıktır. Araştırmalar, diş çürüğünün bakteriyel bir enfeksiyon sonucu oluştuğunu, ancak aynı zamanda konakçı ve diyet faktörlerinden de etkilendiğini göstermektedir. Çürük için risk faktörlerini tanımlamak ve çürük gelişimini önleyebilecek oral savunma mekanizmaları belirlemek için özellikle son dönemde tükürükteki biyobelirteçleri de dahil eden çalışmalar yapılmaktadır. Tükürük, ağız ortamı için birincil savunma sistemidir ve açıkta kalan diş yüzeylerini korumak için özellikle önemlidir. Tükürük yapısında birçok savunma faktörü bulundurmaktadır. Bu savunma mekanizmaları, basit mekanik durulama, tamponlama etkisi ve kalsiyum fosfat bağlayıcı proteinler gibi diş yüzeylerinin demineralizasyonunu engelleyen faktörlerin yanı sıra mikroorganizmaların agregasyonunun engellenmesi, ağız boşluğundan temizlenmesi ve immünglobülin A gibi antimikrobiyal proteinlerin salgılanmasını içerir. Diş yüzeyi, müsinler ve prolinden zengin glikoproteinler gibi tükürük proteinleri tarafından oluşturulan bir film ile korunur. Prolinden zengin proteinler, kalsiyumu çekme yeteneği nedeniyle minerin remineralizasyonuna yardımcı olur (1). Bu tükürük proteinleri, bakteriyel agregasyonun ve tutunmanın önlenmesi, metabolizmalarının inhibisyonu ve bakteriyel hücre ölümüyle sonuçlanan çoğalma gibi çeşitli mekanizmalar aracılığıyla karyojenik bakterilerle etkileşime girer.

Tükürük, yapısındaki bileşenler sayesinde sistemik hastalıkların araştırılmasına ve genel sağlığın izlenmesine kapı açar. Tükürük, hızlı ve kolay toplanabilir olduğundan ve tükürük bezlerinin damar ağı sayesinde serumda bulunan molekülleri de yapısında içerdiği için sistematik hastalıkların tanısında kullanılabilir. Tükürük, kalıtsal hastalıklar, otoimmün hastalıklar, kanserler, bazı bulaşıcı hastalıklar, endokrin bozuklukların teşhisinde, ilaç ve yasadışı uyuşturucuların düzeylerinin izlenmesinde kullanılabilir (2, 3).

¹ Uzm.Dt, Bozüyük Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi Restoratif Kliniği, dterjan@gmail.com,

1. İMMÜNOGLOBULİN A

Ağız içi antijenlere karşı ilk bağışıklık savunması tükürük antikorları tarafından yapılır. Tükürük immünoglobulinleri, tükürük bezlerinin stromasında olan plazma hücreleri tarafından üretilir (4). Tükürüğün ana tükürük immünoglobulini, yapısal olarak tükürük içine salgılanan ve epitel hücrelerine bakteriyel yapışmayı inhibe etme kabiliyeti nedeniyle mikrobiyal istilaya karşı ilk savunma hattı olarak kabul edilen immünoglobulin A'dır (IgA) (5). IgA, diş çürüğünün patogeneğinde önemli bir rol oynar, spesifik bakteriyel proteinlerine bağlanır ve sonuç olarak bakteriyel enzimlerin ve toksinlerin aglütinasyonuna ve inaktivasyonuna yol açar. IgA komplemanı aktive edemez ancak polimerizasyon durumunda alternatif yol ile kompleman sistemini aktive edebilir. Ek olarak, bakterilerin hidrofobikliğini azaltarak bakteri yapışmasının inhibisyonunu destekler.

Sistemik veya immünolojik hastalığı olmayan kişilerde normal tükürük IgA seviyesi 4-30 mg/dL arasında değişmektedir (6). Bu seviye, yetersiz beslenme, obezite, enfeksiyonlar, stres, sigara içme, tükürük akış hızı, hormonal faktörler, duygusal durumlar ve fiziksel aktivite gibi durumlarda değişebilir (5, 6). İleri yaşta azalmış IgA seviyesi, artmış kök çürüğü insidansı ve kandidiyaz ile ilişkilidir (7).

Son yıllarda, birçok çalışma tükürük IgA seviyeleri ve diş çürüğü arasındaki ilişkiyi değerlendirmiştir, ancak çalışmaların sonuçları birbiriyle büyük farklılıklar göstermektedir. Chawda ve ark. yaptıkları çalışmada, diş çürüğü olmayan çocuklarda aktif çürüğü olan diğer gruplara göre IgA'nın tükürük konsantrasyonunun daha yüksek olduğu göstermiştir ve tükürük IgA antikorlarının diş çürüğü oluşumuna karşı immün yanıtta doğrudan önemli bir rol oynayabileceğini öne sürmüşlerdir (6). Omar ve arkadaşları da, diş çürüğü olan çocuklarda tükürük IgA düzeylerinin kontrol grubuna göre daha düşük olduğunu, diş çürük sayısının artmasıyla tükürük IgA düzeylerinin düştüğünü bildirmiştir (8). Geniş bir grubu kapsayan meta analiz sonuçları bu makalelerle benzer şekilde, diş çürüğü ile tükürük IgA seviyeleri arasında ters ilişki göstermiştir (9). Bu durum, IgA'nın çürük oluşumuna karşı koruyucu bir bağışıklık tepkisi ile açıklanabilir. Genel olarak, IgA seviyelerinin DMFT indeksi (çürük, kayıp, dolgulu dişler indeksi) ile ters orantılı olduğu bildirilmiştir, bu da tükürük IgA'nın diş çürüklerine karşı koruyucu bir rolü olduğunu düşündürür.

Bu çalışmaların aksine, tükürükte IgA'nın diş çürüğü olan grupta daha yüksek konsantrasyonda bulunduğunu gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (10, 11). Tükürük IgA'nın diş yüzeyine bakteriyel yapışma sürecini inhibe etmesi, bazı enzimleri ve karyojenik bakterilerin bakteriyel toksinlerini nötralize etmesi ve çü-

rük önleyici etkilere sahip olabilen laktoferrin veya lizozim gibi diğer tükürük proteinleri ile sinerji oluşturarak etki ettiği düşünülmektedir (9). Buna karşılık, başka bir teori, tükürük IgA seviyelerindeki farklılıkların çürük duyarlılığı ile hiçbir ilgisi olmadığını öne sürmektedir. Tükürük IgA, mikrobiyal kolonizasyonu inhibe eder ve mikrobiyal enzimleri veya toksinleri nötralize eder. Tükürük IgA antikoru, glikoziltransferazı (GTF) nötralize ederek Streptococcus Mutans'ın kolonizasyonunu önleyebilir, böylece GTF'nin Streptococcus mutans ile bağlanma oranını azaltarak diş çürüğünün gelişimini inhibe edebilir (12). Diğer bir potansiyel mekanizma, tükürük IgA'sının sinerji oluşturabilmesi ve laktoferrin ve peroksidaz sisteminin bakteriyostatik etkisini destekleyebilmesidir, bu da tükürük IgA'sı ile çürük arasındaki korelasyonu açıklayabilir (9, 13).

2. MÜSİNLER

Müsinler, submandibular, sublingual, labial ve palatinal minör tükürük bezleri tarafından üretilen glikoproteinlerdir (14). İnsan vücudunda gastrointestinal sistem ve solunum yolu gibi epitel yüzeylerini kaplayan en az 20 tanımlanmış müsin vardır. Bu proteinler, tüm mukozal yüzeyi minimum 10-22µm kalınlığında viskoelastik bir tabaka ile kaplayan mukusun ana bileşenleridir. Bu tabaka, mikroorganizmaları ve antijenleri içerisinde hapseder ve bunlar daha sonra tükürük akışının ve yutmanın etkisi ile elimine edilir. Lizozim, IgA ve sistatin gibi oral mukozadaki diğer antimikrobiyal proteinlerin konsantrasyonunda önemli bir role sahiptirler. Müsinler, diş yüzeylerinden elde edilen pelikülda bulunur ve diş yüzeyini demineralizasyondan korur.

Tükürük, yüksek moleküler ağırlıklı müsin glikoprotein-1 (MG1 veya MUC5b) ve düşük moleküler ağırlıklı müsin glikoprotein-2 (MG2 veya MUC7) olmak üzere baskın olarak iki tür müsin içerir. MUC5b, 1000 kDa'dan daha büyük bir moleküler ağırlığa sahipken, MUC7, 180-200 kDa'lık bir moleküler ağırlığa sahiptir (15). MUC7, esas olarak monomerler veya dimerler olarak bulunan ve jel benzeri yapıları oluşturma özellikleri olmayan bir müsinidir. MUC5B, submandibular, sublingual, palatin ve labial tükürük bezlerindeki mukus hücreleri tarafından salgılanan, ağızda esas jel benzeri yapıyı oluşturan, ağızdaki baskın tip müsin (16). Müsinler, ağız yüzeylerinin korunmasında önemli bir işlev sahibi olan proteinlerdir. Seviyeleri düştüğünde diş çürüğü prevalansının arttığı gerçeğinin gösterdiği gibi, demineralizasyon ve remineralizasyon süreçlerini de kontrol ederler (17). MUC7 ve MUC5B, ağızdaki enfeksiyöz etkenler ile etkileşime girerek onların uzaklaştırılmasını kolaylaştırır ve/veya patojenitelerini azaltır. MUC7 ve MUC5B, antibakteriyel tükürük proteinlerine bağlanarak, bu proteinlerin biyolojik aktivitesini artırabilir. Submandibular bez tarafından salgılanan proteinlerin

MUC7 ile ilişkisi incelendiğinde, asidik ve bazik prolinden zengin proteinler, statinler ve histatin-1'in, MUC7'nin N-terminal bölgesine bağlandığını raporlanmıştır (18). Bu proteinlerin tümü antimikrobiyal özelliklere sahiptir; bu nedenle tükürükteki mevcudiyetlerini artırmak ağız sağlığına faydalı olabilir. MUC5B'nin ayrıca MUC7 ile aynı tükürük proteinleri ile heterotipik kompleksler oluşturduğu belirtilmiştir (19).

Müsinlerin diş çürüklerine karşı koruyucu rolü çeşitli çalışmalarda rapor edilmiştir. MUC5B, Streptococcus Mutans'ın tutunmasını engelleyerek ve biyofilm oluşumunu azaltarak diş çürüğü oluşumunu önler (20). Epidemiyolojik bir çalışma, daha fazla sayıda çürüğe sahip olan ergen bireylerin, daha az çürüğe sahip çocuklara kıyasla tükürüklerinde artmış konsantrasyonda MUC5B ve MUC1 bulunduğunu göstermektedir (21). Baughan ve ark ise, daha düşük MUC7 konsantrasyonlarına sahip yaşlı bireylerin, daha yüksek MUC7 konsantrasyonlarına sahip olanlara kıyasla tükürüklerinde S. mutans titrelerinin arttığını göstermektedir (22). Başka bir çalışmada, DMFT indeksi daha yüksek (>10.0) olan bireylerin, daha düşük DMFT indeksi (≤ 4.0) olanlara kıyasla, MUC5b ve MUC7 düzeylerinde azalma olduğunu ve DMFT indeksi ile bu proteinlerin negatif yönde korele olduğunu gözlemlenmiştir (17). Szkaradkiewicz-Karpińska ve arkadaşları ise MUC7 ve MUC5B düzeylerinin diş çürüğü olmayan grupta, çürüğü olan gruba kıyasla daha yüksek olduğunu, özellikle MUC7'nin çürük riskini belirlemede kullanılabileceğini işaret etmiştir (23).

3. DEFENSİN

Defensinler, antimikrobiyal aktiviteye sahip küçük, katyonik proteinlerdir. Bakteri yükü, bakterilerin katyonik peptitlere karşı duyarlılığı için önemli bir faktördür. Bu peptitler çeşitli gram pozitif ve gram negatif bakterileri, mantarları ve zarflı virüsleri öldürebilir (24).

Defensinler, α -defensinler ve β -defensinler dahil olmak üzere iki alt aileye ayrılırlar. Hem α -defensinler hem de insan β -defensinleri tükürükte bulunur. Tükürük α -defensinlerinin nötrofil tarafından üretildiği ve tükürük β -defensinlerinin oral mukozanın keratinositlerinden türediği tahmin edilmektedir (24). Defensinler, diş çürüklerinin önlenmesinde rol alabilir.

Tükürük bezlerinde α -defensin-1 tespit edilemese de, nötrofiller kandan dişeti oluğu sıvısı yoluyla göç eder, tükürük ile karışır ve tükürük α -defensin-1'in nötrofiller tarafından üretildiği düşünülür (24). Bu hücreler, ağız boşluğunda inflamatuvar bir bileşen olduğunda aktive olur. α -defensin-1, bir enfeksiyona karşı savunma hattı olarak ortaya çıkan, doğal bağışıklıkta önemli bir antimikrobiyal protein olarak düşünülmektedir. Ouhara ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada,

β -defensinler'in gram-negatif ve gram-pozitif bakterilere, mantarlara ve virüslerle karşı bir antimikrobiyal aktivitesi olduğu, ağız içi dokuların korunması için önemli olduğu gösterilmiştir (25). β -defensinlerin, ilk antibakteriyel bariyer görevi görerek bağışıklıkta yer aldığına inanılmaktadır (26, 27). Buna paralel olarak, β -defensin-1, sürekli olarak eksprese edilir, diğer β -defensinler ise bakteri varlığı ile indüklenir. β -defensin-1 ve β -defensin-2'in antibakteriyel aktivitesi, gram pozitif bakterilere karşı daha az etkilidir, ve bu proteinler öncelikle gram negatif bakteriler üzerinde etkilidir (25). β -defensin-3 ise, hem gram negatif hem de gram pozitif bakterilere karşı etkilidir ve diğer β -defensin'lerden daha fazla antibakteriyel etkiye sahiptir (25).

4. HISTATİNLER

Histatinler, büyüklükleri 7 ila 38 amino asit arasında değişen, histidin aminoasidi açısından zengin katyonik peptitlerdir. Histatinler, parotis bezinin yanı sıra sublingual ve submandibular tükürük bezleri tarafından salgılanır (28). Histatinler, geniş spektrumlu antibakteriyel, antiviral ve antifungal özellikler gösterir (15, 29). Katyonik peptit olan histatin, negatif yüklü bakteri hücre zarları üzerine elektrostatik kuvvetler yoluyla adsorbe olur, böylelikle histatin agregasyonu olur ve bakterinin çift katlı lipid tabakanın yapısına entegre olur (30). Bakteri zarına entegrasyonlarının iyon kanallarının oluşumuna, zarlar arası porlara ve zar sızıntılarına yol açarak antibakteriyel etki gösterir. Histatinler ayrıca Cu^{+2} ve Ni^{+2} iyonlarını bağlar, bunun sonucunda bu iyonların eksikliğine bağlı olarak enzimlerin, kofaktörlerinin ve mikrobiyal büyümenin inhibisyonuna yol açar (31). Özellikle histatin-1, diş yüzeyinin yapısındaki pelikülün yapısında bulunarak, karyojenik bakterilerin diş yüzeyine yapışmasını engeller (32).

Tükürük Histatin-5 düzeylerinin, erken çocukluk çağı çürüğünde artmış olduğu gösterilmiştir (33). Bir başka çalışmada, DMFT indeksi 11 den büyük olan gençlerde, DMFT indeksi 3 olan gruba göre artmış tükürük Histatin-5 konsantrasyonu bildirilmiştir (34).

5. LAKTOFERRİN

Laktoferrin, tükürük dahil çoğu ekzokrin sekresyonda bulunan 80 kDa'lık demir bağlayıcı katyonik bir glikoproteindir (35). Tükürükteki başlıca laktoferrin kaynakları, tükürük bezleri, ağız boşluğuna giren nötrofil granülositleri ve mukozal epitel hücreleridir (35, 36). Laktoferrin ayrıca tükürükte bulunan önemli bir laktoferrin kaynağı olan dişeti oluğu sıvısında da mevcuttur. Laktoferrin bakteri, mantar, parazit ve virüslere karşı aktiftir (36). Laktoferrin pozitif bir net yüke sahiptir ve bu katyonik özellik, histatinlerin etki mekanizmasında detaylandırıldığı

gibi mikrobiyal hücre zarlarına bağlanmasına ve yok edilmesine yol açabilecek önemli bir faktördür (35). Mikroorganizmaları (yani bakteriler, mantarlar ve parazitler) büyümeleri için gerekli olan demirden yoksun bırakarak demiri bağlar ve sekestre eder (36). Laktoferrin, in vitro anti-inflamatuvar aktiviteye sahiptir ve polipeptit zincirinde antimikrobiyal etkiler gösteren çeşitli alanlar mevcuttur (37). Bakteriyel fimbrial adezinleri bağlar ve bu nedenle bazı bakterilerin epitel-yal yapışmasını engeller. Laktoferrin ayrıca doğrudan bağlanma yoluyla virüsleri nötralize edebilir (4). Antibakteriyel aktiviteleri nedeniyle gargaralarda ve diş macunlarında bir bileşen olarak kullanılır (37).

İki yıl süreli kohort çalışmasında, lizozim veya laktoferrin gibi tek tükürük antimikrobiyal ajanlarının hiçbirinin, gelecekteki çürükler açısından in vivo tanısal öneme sahip olmak için yeterince güçlü bir güce sahip olmadığı belirtilmiştir (38). Öte yandan, laktoferrin, lizozim ve laktoperoksidaz içeren diş macununun, erken çocukluk çağı çürüğü olan çocuklarda *S. mutans* ve *L. acidophilus*'un tükürük seviyelerini azaltmada yüksek etkinliğini göstermiştir (39).

6. LİZOZİM

Lizozim, tükürük dahil vücut sıvılarında bulunur ve 145 kDa ağırlığındadır. Lizozim, zincirinin sekiz sistein kalıntısı arasında dört disülfid bağı ile stabilize edilmiş küçük, monomerik bir proteindir. Lizozim, tükürük bezleri tarafından üretilir (özellikle sublingual tükürük bezi) ve ayrıca ağız içi nötrofil granülositleri tarafından da üretilir. Dişeti oluğu sıvısında da bulunmaktadır. Lizozim (muramidaz veya N-asetilmuramik asit hidrolaz), enzimatik aktivitesini N-asetilmuramik asit (NAM) ve N-asetilglukozamid (NAG) arasındaki β -1,4-glikosidik bağların hidrolizi yoluyla gösteren bir proteindir. Lizozim esas olarak peptidoglikan yapısına zarar vererek, gram pozitif bakterileri öldürür.

Lizozimin antibakteriyel etkisi, bakteri hücre duvarlarının polisakkarit tabakasında bulunan β -1,4 glikozidik bağı hidrolize etme yeteneğinden dolayı gram pozitif bakterilere karşı özellikle etkilidir. Dış zarda koruyucu bir lipopolisakkarit tabakasının varlığından dolayı Gram negatif bakterilere karşı etkisi önemli ölçüde daha zayıftır.

Lizozimler, bakteriyel otolizi ve agregasyonun aktivasyonu, bakteri yapışmasının inhibisyonu ve bakteri metabolizmasının inhibisyonu gibi mekanizmalar yoluyla bakteri hücre duvarının yapısının bozulmasına neden olur. Diş çürüğü patogeneğinde, tükürük lizoziminin rolüne ilişkin çalışmalar sınırlıdır ve sonuçları birbiri ile örtüşmemektedir. Yetişkinlerde yapılan bazı çalışmalarda tükürük lizozim aktivitesi ile çürük gelişimi arasında bir ilişki rapor edilmemiştir (40, 41). Çocuklarda, diş çürüğü olan grupta tükürük lizozim seviyelerinin ve lizozim aktivitesinin artmış olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (42, 43).

7. MATRİKS METALLOPROTEİNAZLAR

Dentindeki çürük süreci, organik matriksin yanı sıra minerallerin de çözünmesini içerir. Demineralizasyon, fermente olabilen karbonhidratların metabolizmasının bir yan ürünü olarak oral mikroorganizmalar tarafından üretilen asitler tarafından gerçekleştirilir. Bu asitler, özellikle laktik asit, dental kalsifiye dokulardan difüze olur ve pH'ı 5.5'in altına düşürür, bu da mineral kristallerinin çözünmesine yol açar (44). Gün içerisinde birçok kez meydana gelen dinamik demineralizasyon süreci, genellikle tükürüğün remineralizasyonun gerçekleşmesine izin veren özellikleri (tampon, akış hızı, inorganik içerik vb.) ile dengelenir. Ancak bu denge bozulduğunda ve patolojik faktörler baskın olduğunda diş çürüğü oluşur. Diş minesinin çürüme süreci, inorganik mineraline yapının karyojenik bakteriler tarafından serbest bırakılan asitler tarafından çözüldüğü fizikokimyasal reaksiyonları içerir. Dentinin çürük süreci ise minenin çürük sürecinden büyük ölçüde farklılık gösterir ve organik matriksinin bozulması ile karakterizedir. Floranın temizlenmesi veya florür kullanımı gibi tüm çürük önleyici yöntemler diş minesinin çürümmesini önlemeye yöneliktir, ancak dentin çürükleri geri dönüşümsüzdür (45). Tip I kollajen, dentin organik matrisinin yaklaşık %90'ını oluşturur. Diş çürüğü patogenezinde, proteolitik enzimlerin rolü olduğu düşünülmektedir, çünkü bakterilerin ürettiği asitler dentinin yapısındaki kollajeni çözmek için yeterli değildir (46). Artmış tükürük asiditesi de, MMP'lerin aktivitesini uyarır (47). Tükürük, dişeti oluşu sıvısı veya tükürük bezleri kaynaklı, kollajenaz ve jelatinazlar dahil olmak üzere birçok MMP içerir ve MMP-9 tükürükte en çok bulunan MMP'dir (48).

Matriks metalloproteinazlar (MMP), ekstraselüler matris moleküllerini hidrolize eden, Zn^{++} ve Ca^{++} 'a bağımlı bir nötral endopeptidaz ailesidir. Aktivitesi, endojen inhibitörü olan, doku matriks metalloproteinaz inhibitörü (TIMP) ile inaktive edilir. TIMP'ler, ilk olarak kollejenaz inhibitörü olarak keşfedilmiştir ve apoptoz ve kanser gelişiminde rol aldıkları düşünülmektedir (47). Ek olarak, MMP'ler sitokinler, kemokinler ve hücre sinyal molekülleri gibi çeşitli biyoaktif substratlara etki ederek, bağışıklık sisteminin yanıtını değiştirebilir (49). Bu proteinazlar, büyüme, rejenerasyon ve anjiyogenez gibi birçok biyolojik süreçte merkezi bir rol oynar (44). MMP'ler bağ dokusu hücreleri (fibroblastlar, osteoblastlar ve odontoblastlar) ve ayrıca polimorfonükleer lökositler ve diğer inflamatuvar hücreler tarafından üretilir (44, 48). Anormal MMP seviyeleri doku yıkımını gösterir. MMP'lerin periodontitis, diş çürüğü, artrit, sjögren sendromu, kanser ve fibrozis gibi birçok hastalıkla ilişkisi gösterilmiştir (48).

MMP-1, ekstraselüler matriksteki tip I, II ve III kolajenleri parçalarken, MMP-2 (kollajenaz tip IV), bazal membranın ana glikoprotein bileşeni olan kolajen tip

IV'ü proteoliz eder ve vasküler ve inflamatuvar süreçlerin düzenlenmesinde rol alır. MMP'lerin dentin ECM bozulmasındaki potansiyel rolü göz önüne alındığında, çürüklerin kontrolü ile ilişkilendirilip, MMP inhibisyonunun dentin çürüğünün ilerlemesini kontrol etmekte etkin olabileceği düşünülmüştür. Bu görüş, kimyasal MMP inhibitörlerinin intra-oral uygulamasıyla dentin çürüğünün ilerlemesinin geciktirildiği rat modellerinde yapılan çalışmalarla desteklenmiştir. Sulkala ve ark. yaptıkları çalışmada, MMP inhibitörü verilen ratlarda dentin çürüğü ilerlemesinin durduğunu, MMP'lerin dentin çürüğü patogeneğinde önemli bir rolü olduğunu ve MMP inhibitörlerinin çürük progresyonunun önlenmesinde faydalı olabileceğini göstermiştir (50). Birkaç etkili MMP inhibitörü tarif edilmiştir. Tetrasiklinler ve türevleri, doksisisiklin ve minosiklin, antimikrobiyal etkilerinden bağımsız olarak MMP aktivitesini inhibe edebilmektedir ve hem in vitro hem de in vivo olarak MMP-1, MMP-2, MMP-8 ve MMP-12'yi inhibe ettikleri gösterilmiştir (51-53). Gendron ve arkadaşlarının çalışmasında ise, klorheksidinin MMP-2, MMP-8 ve MMP-9 aktivitesini inhibe ettiğini göstermiştir (54). Xu ve arkadaşları ise, ratlarda modifiye edilmiş tetrasiklin-3'ün lokal olarak dişlere uygulanmasının mine çürüğünü önlemede etkisiz olduğunu, ancak çürüğün dentine ilerlemesini önlediğini ve dentin çürüğü insidansını azalttığını göstermiştir (45).

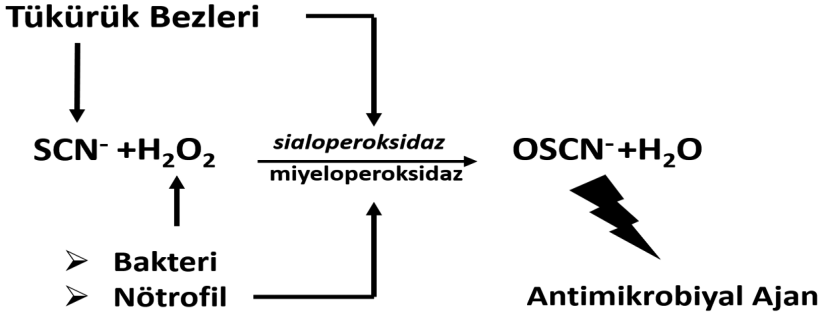
Sonuç olarak, birçok çalışma dentin ve tükürükte bulunan endojen enzimlerin dentin çürüğü sürecinde yer aldığını göstermiştir. Bu bulgular önemlidir, çünkü diş çürüğü önlenmesi ve tedavisi için yeni seçenekler sunar. Organik matriksin geri dönüşü olmayan tahribatının yavaşlatılması veya önlenmesi, lezyonun remineralizasyon aracılığıyla iyileşmesini sağlayacaktır. MMP inhibitörleri, dentin çürüğünün ilerlemesinin önlenmesinde faydalı olabilir. Bununla birlikte, bu yaklaşımın sonuçları, karyojenik biyofilm, diyet, yetersiz tükürük akış hızı ve yetersiz florür maruziyeti gibi çürük risk faktörlerinin kontrolünü içeren çürük riskinin yönetimine bağlı olacaktır (55).

8. PEROKSİDAZLAR

Tükürüğün peroksidaz sisteminin iki ana bileşeni vardır, bunlar sialoperoksidaz ve miyeloperoksidazdır (56). Sialoperoksidaz tükürük bezleri tarafından üretilirken, miyeloperoksidaz ağız boşluğundaki nötrofil granülositleri tarafından üretilir. Miyeloperoksidaz ayrıca dişeti oluğu sıvısında da mevcuttur ve diş eti inflamasyonunda seviyesi artar (57). Şekil 1'de gösterildiği gibi Hem sialoperoksidaz hem de miyeloperoksidaz, tiyosiyanat iyonlarının (SCN⁻) hidrojen peroksit (H₂O₂) tarafından oksidasyonunu katalize ederek çok daha bakterisit ve fungisidal bir maddenin, yani hipotiyosiyanit (OSCN⁻) üretilmesine sebep olur (56). Ek olarak, miyeloperoksidaz, inflamatuvar doku hasarında rol oynayan daha

güçlü bir oksidan olan hipoklorit de üretebilir. Ağız içi peroksidazlar, oral florayı düzenler ve ağız boşluğunu çevreleyen dokuların mikrobiyal enfeksiyonlardan korunmasına yardımcı olur.

Miyeloperoksidaz enzim aktivitesinin hem tükürükte hem de serumda çürük aktivitesi ile arttığı gösterilmiştir (57). Tükürükteki miyeloperoksidaz seviyesinin periodontal hastalıklarda da arttığı raporlanmıştır (58, 59).



Şekil 1. Ağız mikroflorasını kontrol eden OSCN- üretimine yol açan ağız boşluğundaki peroksidaz sistemi. SCN- , tiyosiyanat; H₂O₂, hidrojen peroksit; OSCN- , hipotiyosiyanit.

9. OKSİDATİF STRES

Oksidatif stres, aşırı serbest radikal üretimi veya antioksidan sistem fonksiyonunun azalması sonucu oksidatif sistemin oksidanlar lehine bozulması sonucu oluşan patolojik bir durumdur. Son yıllarda birçok hastalığın artan serbest radikal aktivite ile ilişkili olduğu ortaya konmuş ve hastalıkların patogenezinde oksidatif stresin aktif rolüne dikkat çekilmiştir. Farklı antioksidan veya oksidan moleküllerin ayrı ayrı ölçülmesi pratik olmadığından ve karmaşık teknikler gerektirdiğinden bir örneğin toplam antioksidan kapasitesi ve oksidan kapasitesi ölçülür ve toplam antioksidan seviye (TAS) ve toplam oksidatif seviye (TOS) olarak adlandırılır. Reaktif oksijen türleri (ROS) insan vücudunda metabolik ve fizyolojik süreçlerde salınmakta ve enzimatik ve enzimatik olmayan antioksidatif mekanizmalar yoluyla uzaklaştırılmaktadır.

Oksidan ve antioksidan sistemlerin diş çürükleri de dahil olmak üzere birçok ağız hastalığında önemli etyolojik faktörlerden biri olduğu doğrulanmış ve tükürüğün serbest radikal aracılı oksidatif strese karşı ağız içindeki ilk savunma hattı olabileceği tartışılmıştır (60, 61).

Ahmadi-Motamayel ve arkadaşları 15-17 yaş aralığındaki lise öğrencileri üzerinde yaptığı çalışmada, aktif diş çürüğü olan bireylerin tükürük TAS düzeylerinin kontrol grubuna göre daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (62). Pediatrik

yaş grubundaki diğer birkaç çalışma, aktif çürüğü olan hastalarda tükürük TAS seviyelerinin artmış olduğunu bildirmiştir (63, 64). Hegde ve arkadaşları diş çürüğü olan hastalarda tükürük ve serum TAS düzeylerinin çürüksüz gruba göre daha yüksek olduğunu ve hem serum hem de tükürük TAS değerlerinin çürük şiddeti ile arttığını göstermiştir (65). Diş çürüğü olan gruptaki yüksek TAS seviyesi, enfeksiyona verilen yanıtın değişmesi nedeniyle oksidatif strese karşı bir kompensatuvar mekanizma olabileceği şeklinde açıklanabilir. Etkili olabilecek diğer bir mekanizma ise diyettir. Aşırı fruktoz tüketimi, tükürüğün ana antioksidanı olan ürik asit konsantrasyonlarında yükselmeye yol açar (66). Bu nedenle, şeker tüketimi yalnızca diş çürüğü riskini artırmakla kalmaz, aynı zamanda tükürük TAS düzeylerinin de yükselmesine katkıda bulunur.

Serbest radikallerin neden olduğu hücrel hasar, lipidlerin peroksidasyonuna yol açarak oksidatif strese neden olur. Lipid peroksidasyonunun son ürünü olan malondialdehit (MDA), periodontal hastalıklar ve diş çürüğü de dahil olmak üzere çeşitli patolojik durumlarda oksidatif stres için bir belirteç olarak gösterilmiştir (67). Tükürük MDA seviyelerinin, diş çürüğü olan 15-17 yaş grubu hastalarda kontrol grubuna göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (68). Erişkinlerde yapılan bir başka çalışmada, tükürük MDA seviyelerinin diş çürüğü olan hastalarda artmış olduğu gösterilmiştir (69).

10. ESER ELEMENTLER

Tükürüğün temel elementleri esas olarak %99 su ve %1 organik, inorganik ve eser elementlerdir (70). Bu eser elementler nispeten çok düşük konsantrasyonlarda bulunurlar. Tükürük bileşenlerinin varlığının, özellikle tükürükte bulunan eser elementlerin konsantrasyonunun, çürük üzerinde doğrudan bir etkisi olduğu kanıtlanmıştır.

Reddy ve arkadaşları, diş çürüğü olan hastalarda tükürük bakır seviyelerinin diş çürüğü olmayan hastalara kıyasla istatistiksel olarak daha yüksek olduğunu, ayrıca tükürük bakır düzeyinin DMFT indeksi ile pozitif yönde korele olduğunu bildirmiştir (70). Hussein ve arkadaşları ise tükürük bakır ve çinko konsantrasyonunun, diş çürüğü olan çocuklarda daha yüksek olduğunu ve ikisinin de diş çürüğü ile pozitif korele olduğunu belirtmiştir (71). Bu çalışma sonuçlarıyla benzer olarak, Hegde ve arkadaşları erişkin hasta popülasyonunda diş çürüğü olan grupta tükürük bakır ve çinko düzeylerinin artmış olduğunu bildirmiştir (72). Bakır ve çinko plak, tükürük ve dişlerde dahil olmak üzere vücudun birçok dokusunda bulunur. Diş çürüğü varlığında, tükürükte bakır artışının nedeni, çürük

oluşumunda minenin hidroksiapatit kristal yapısının parçalanması ve böylece bakır iyonlarını mineden tükürüğe salması olabilir (72). Çinko, kemik büyümesini ve mineralizasyonu uyarır ve osteoklast aktivitesini etkiler. Ayrıca, bakteri yapışmasını, metabolik aktiviteyi ve büyümeyi engelleme yeteneklerinden dolayı antibakteriyel etkiye sahiptir (73).

11. CD14

Gram negatif bakteriler arasında yaygın olan virülans faktörleri endotoksinler (biyolojik olarak aktif bileşenleri lipopolisakkaritlerdir) ve Gram pozitif bakteriler arasında ise lipoteikoik asittir. Hem lipopolisakkarit (LPS) hem de lipoteikoik asit, 55 kDa'lık bir glikoprotein olan CD14 ko-reseptörüne bağlanır (74). CD14 işlevlerinden biri, LPS'yi ve diğer mikrobiyal bileşenleri (peptidoglikanlar, lipoteikoik asitler) nötralize etmektir (75, 76). Lokalizasyona bağlı olarak, CD14 reseptörü iki biçimde bulunur. Membran bağlı CD14 (mCD14), makrofaj benzeri hücrelerin (monosit, makrofaj), aktif nötrofillerin ve diş eti fibroblastları dahil çok sayıda miyeloid olmayan hücrelerin yüzeyinde eksprese edilir (75, 76). Bu hücreler tarafından kendiliğinden salınan çözünür form (sCD14), serumda yüksek miktarlarda bulunur ve lipopolisakkarit bağlayıcı protein (LBP) ile etkileşime girer (77). LPS/LBP/CD14 üçlü kompleksi, hücre aktivasyonuna yol açan toll-benzeri-reseptörler (TLR) ile etkileşime girer (78). Periodontal patojenlerle ilk karşılaşan diş eti epitel hücreleri çoğunlukla TLR eksprese eder. TLR-2 ve TLR-4'ün, Gram pozitif peptidoglikanını ve Gram negatif bakterilerin lipopolisakaritini ya tek başına ya da ortak ko-reseptör CD14 ile birlikte tanıdığı gösterilmiştir (79). TLR-2 ve TLR-4'ün oral dokuda bakteriyel aktivasyonu, çoklu sinyal yollarını ve periodontal dokunun yıkımını destekleyen inflamatuvar sitokinlerin ve kemokinlerin sentezini tetikleyebilir (80). Bu durum diş çürüğü gelişiminde immünkomplekslerin önemini vurgulamaktadır.

Prester ve arkadaşları, sCD14'ün aktif çürüğü olan katılımcılarda çürüksüz katılımcılardan daha yüksek olduğunu göstermiş ve diş çürüğünün varlığının tükürük sCD14 seviyeleri ile ilişkili önemli bir faktör olduğunu belirtmiştir (76). Bir başka çalışmada, diş çürüğü olan çocuk grupta tükürükte TLR-2 düzeyinin artmış olduğu ancak CD14 düzeylerinin kontrol grubuyla benzer olduğu bildirilmiştir (79). Biria ve arkadaşları ise, erken çocukluk çağı diş çürüğünde tükürük CD14 seviyelerinin arttığını ve tedavinin üçüncü ayında seviyelerinin düştüğünü göstermiştir (81).

KAYNAKLAR

1. Van Nieuw Amerongen A, Bolscher JG, Veerman EC. Salivary proteins: protective and diagnostic value in cariology? *Caries Res.* 2004;38(3):247-53.
2. Kaufman E, Lamster IB. The diagnostic applications of saliva--a review. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2002;13(2):197-212.
3. Humeau M, Vignolle-Vidoni A, Sicard F, et al. Salivary MicroRNA in Pancreatic Cancer Patients. *PLoS One.* 2015;10(6):e0130996.
4. Fábíán TK, Hermann P, Beck A, et al. Salivary defense proteins: their network and role in innate and acquired oral immunity. *Int J Mol Sci.* 2012;13(4):4295-320.
5. Marcotte H, Lavoie MC. Oral microbial ecology and the role of salivary immunoglobulin A. *Microbiol Mol Biol Rev.* 1998;62(1):71-109.
6. Chawda JG, Chaduvula N, Patel HR, et al. Salivary SIgA and dental caries activity. *Indian Pediatr.* 2011;48(9):719-21.
7. Lawrence HP. Salivary markers of systemic disease: noninvasive diagnosis of disease and monitoring of general health. *J Can Dent Assoc.* 2002;68(3):170-4.
8. Omar OM, Khattab NM, Rashed LA. Glucosyltransferase B, immunoglobulin a, and caries experience among a group of Egyptian preschool children. *J Dent Child (Chic).* 2012;79(2):63-8.
9. Wu Z, Gong Y, Wang C, et al. Association between salivary s-IgA concentration and dental caries: an updated meta-analysis. *Bioscience Reports.* 2020;40(12).
10. Vitorino R, de Moraes Guedes S, Ferreira R, et al. Two-dimensional electrophoresis study of in vitro pellicle formation and dental caries susceptibility. *Eur J Oral Sci.* 2006;114(2):147-53.
11. Ranadheer E, Nayak UA, Reddy NV, et al. The relationship between salivary IgA levels and dental caries in children. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2011;29(2):106-12.
12. Kilian M, Russell MW. Chapter 22 - Microbial Evasion of IgA Functions. In: Mestecky J, Strober W, Russell MW, Kelsall BL, Cheroutre H, Lambrecht BN, editors. *Mucosal Immunology* (Fourth Edition). Boston: Academic Press; 2015. p. 455-69.
13. Rudney JD, Smith QT. Relationships between levels of lysozyme, lactoferrin, salivary peroxidase, and secretory immunoglobulin A in stimulated parotid saliva. *Infect Immun.* 1985;49(3):469-75.
14. Culp DJ, Robinson B, Cash MN, et al. Salivary mucin 19 glycoproteins: innate immune functions in *Streptococcus mutans*-induced caries in mice and evidence for expression in human saliva. *J Biol Chem.* 2015;290(5):2993-3008.
15. Fábíán TK, Hermann P, Beck A, et al. Salivary defense proteins: their network and role in innate and acquired oral immunity. *International journal of molecular sciences.* 2012;13(4):4295-320.
16. Frenkel ES, Ribbeck K. Salivary mucins in host defense and disease prevention. *Journal of Oral Microbiology.* 2015;7(1):29759.
17. Banderas-Tarabay JA, Zacarias-D'Oleire IG, Garduño-Estrada R, et al. Electrophoretic analysis of whole saliva and prevalence of dental caries. A study in Mexican dental students. *Arch Med Res.* 2002;33(5):499-505.
18. Bruno LS, Li X, Wang L, et al. Two-hybrid analysis of human salivary mucin MUC7 interactions. *Biochim Biophys Acta.* 2005;1746(1):65-72.
19. Iontcheva I, Oppenheim FG, Troxler RF. Human salivary mucin MG1 selectively forms heterotypic complexes with amylase, proline-rich proteins, statherin, and histatins. *J Dent Res.* 1997;76(3):734-43.
20. Frenkel ES, Ribbeck K, Schottel JL. Salivary Mucins Protect Surfaces from Colonization by Cariogenic Bacteria. *Applied and Environmental Microbiology.* 2015;81(1):332-8.
21. Gabryel-Porowska H, Gornowicz A, Bielawska A, et al. Mucin levels in saliva of adolescents with dental caries. *Med Sci Monit.* 2014;20:72-7.
22. Baughan LW, Robertello FJ, Sarrett DC, et al. Salivary mucin as related to oral *Streptococcus mutans* in elderly people. *Oral Microbiology and Immunology.* 2000;15(1):10-4.
23. Szkaradkiewicz-Karpińska AK, Ronij A, Goślińska-Kuźniarek O, et al. MUC7 Level As A New Saliva Risk Factor For Dental Caries In Adult Patients. *Int J Med Sci.* 2019;16(2):241-6.

24. Abiko Y, Nishimura M, Kaku T. Defensins in saliva and the salivary glands. *Med Electron Microsc.* 2003;36(4):247-52.
25. Ouhara K, Komatsuzawa H, Yamada S, et al. Susceptibilities of periodontopathogenic and cariogenic bacteria to antibacterial peptides, {beta}-defensins and LL37, produced by human epithelial cells. *J Antimicrob Chemother.* 2005;55(6):888-96.
26. Gurao A, Kashyap SK, Singh R. β -defensins: An innate defense for bovine mastitis. *Vet World.* 2017;10(8):990-8.
27. Gursoy UK, Könönen E. Understanding the roles of gingival beta-defensins. *J Oral Microbiol.* 2012;4.
28. Johnson DA, Yeh CK, Dodds MW. Effect of donor age on the concentrations of histatins in human parotid and submandibular/sublingual saliva. *Arch Oral Biol.* 2000;45(9):731-40.
29. Oudhoff MJ, Bolscher JG, Nazmi K, et al. Histatins are the major wound-closure stimulating factors in human saliva as identified in a cell culture assay. *Faseb j.* 2008;22(11):3805-12.
30. Brogden KA. Antimicrobial peptides: pore formers or metabolic inhibitors in bacteria? *Nat Rev Microbiol.* 2005;3(3):238-50.
31. Grogan J, McKnight CJ, Troxler RF, et al. Zinc and copper bind to unique sites of histatin 5. *FEBS Lett.* 2001;491(1-2):76-80.
32. Shimotoyodome A, Kobayashi H, Tokimitsu I, et al. Statherin and histatin 1 reduce parotid saliva-promoted *Streptococcus mutans* strain MT8148 adhesion to hydroxyapatite surfaces. *Caries Res.* 2006;40(5):403-11.
33. Jurczak A, Kościelniak D, Papież M, et al. A study on β -defensin-2 and histatin-5 as a diagnostic marker of early childhood caries progression. *Biol Res.* 2015;48:61-.
34. Gornowicz A, Tokajuk G, Bielawska A, et al. The assessment of sIgA, histatin-5, and lactoperoxidase levels in saliva of adolescents with dental caries. *Med Sci Monit.* 2014;20:1095-100.
35. Wiesner J, Vilcinskas A. Antimicrobial peptides: the ancient arm of the human immune system. *Virulence.* 2010;1(5):440-64.
36. Gorr SU. Antimicrobial peptides of the oral cavity. *Periodontol* 2000. 2009;51:152-80.
37. Moslemi M, Sattari M, Kooshki F, et al. Relationship of Salivary Lactoferrin and Lysozyme Concentrations with Early Childhood Caries. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2015;9(2):109-14.
38. Kirstilä V, Häkkinen P, Jentsch H, et al. Longitudinal analysis of the association of human salivary antimicrobial agents with caries increment and cariogenic micro-organisms: a two-year cohort study. *J Dent Res.* 1998;77(1):73-80.
39. Gudipani RK, Kumar RV, G J, et al. Short term comparative evaluation of antimicrobial efficacy of tooth paste containing lactoferrin, lysozyme, lactoperoxidase in children with severe early childhood caries: a clinical study. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(4):Zc18-20.
40. Stuchell RN, Mandel ID. A comparative study of salivary lysozyme in caries-resistant and caries-susceptible adults. *J Dent Res.* 1983;62(5):552-4.
41. Gråhn E, Tenovuo J, Lehtonen OP, et al. Antimicrobial systems of human whole saliva in relation to dental caries, cariogenic bacteria, and gingival inflammation in young adults. *Acta Odontol Scand.* 1988;46(2):67-74.
42. Lertsirivorakul J, Petsongkram B, Chaiyarit P, et al. Salivary Lysozyme in Relation to Dental Caries among Thai Preschoolers. *J Clin Pediatr Dent.* 2015;39(4):343-7.
43. Jentsch H, Beetke E, Göcke R. Salivary analyses and caries increment over 4 years: an approach by cluster analysis. *Clin Oral Investig.* 2004;8(3):156-60.
44. Chaussain-Miller C, Fioretti F, Goldberg M, et al. The role of matrix metalloproteinases (MMPs) in human caries. *J Dent Res.* 2006;85(1):22-32.
45. Xu J, Miao C, Tian Z, et al. The Effect of Chemically Modified Tetracycline-3 on the Progression of Dental Caries in Rats. *Caries Res.* 2018;52(4):297-302.
46. Hedenbjörk-Lager A, Björndal L, Gustafsson A, et al. Caries correlates strongly to salivary levels of matrix metalloproteinase-8. *Caries Res.* 2015;49(1):1-8.
47. Ersöz E, Erkli H. Matriks metalloproteinazlar: diş dokuları ve çürük üzerine etkileri. *Cumhuriyet Dental Journal.* 2011;14.

48. Matuszczak E, Cwalina I, Tylicka M, et al. Levels of Selected Matrix Metalloproteinases-MMP-1, MMP-2 and Fibronectin in the Saliva of Patients Planned for Endodontic Treatment or Surgical Extraction. *J Clin Med*. 2020;9(12).
49. Sorsa T, Tjäderhane L, Salo T. Matrix metalloproteinases (MMPs) in oral diseases. *Oral Dis*. 2004;10(6):311-8.
50. Sulkala M, Wahlgren J, Larmas M, et al. The Effects of MMP Inhibitors on Human Salivary MMP Activity and Caries Progression in Rats. *Journal of Dental Research*. 2001;80(6):1545-9.
51. Chaussain C, Boukpepsi T, Khaddam M, et al. Dentin matrix degradation by host matrix metalloproteinases: inhibition and clinical perspectives toward regeneration. *Frontiers in Physiology*. 2013;4.
52. Golub LM, Sorsa T, Lee HM, et al. Doxycycline inhibits neutrophil (PMN)-type matrix metalloproteinases in human adult periodontitis gingiva. *J Clin Periodontol*. 1995;22(2):100-9.
53. Lauhio A, Salo T, Tjäderhane L, et al. Tetracyclines in treatment of rheumatoid arthritis. *Lancet*. 1995;346(8975):645-6.
54. Gendron R, Grenier D, Sorsa T, et al. Inhibition of the activities of matrix metalloproteinases 2, 8, and 9 by chlorhexidine. *Clin Diagn Lab Immunol*. 1999;6(3):437-9.
55. Selwitz RH, Ismail AI, Pitts NB. Dental caries. *Lancet*. 2007;369(9555):51-9.
56. Ihalin R, Loimaranta V, Tenovou J. Origin, structure, and biological activities of peroxidases in human saliva. *Arch Biochem Biophys*. 2006;445(2):261-8.
57. Hegde M, Kumari S, Hegdec N, et al. Myeloperoxidase and Glutathione Peroxidase Activity of Saliva and Serum in Adults with Dental Caries: A Comparative Study. *The Journal of Free Radicals and Antioxidants*. 2013;139:175-80.
58. Klangprapan S, Chaiyarit P, Hormdee D, et al. Salivary Myeloperoxidase, Assessed by 3,3'-Diaminobenzidine Colorimetry, Can Differentiate Periodontal Patients from Nonperiodontal Subjects. *Enzyme Res*. 2016;2016:7517928-.
59. Meschiari CA, Marcaccini AM, Santos Moura BC, et al. Salivary MMPs, TIMPs, and MPO levels in periodontal disease patients and controls. *Clinica Chimica Acta*. 2013;421:140-6.
60. Kumar D, Pandey RK, Agrawal D, et al. An estimation and evaluation of total antioxidant capacity of saliva in children with severe early childhood caries. *Int J Paediatr Dent*. 2011;21(6):459-64.
61. Battino M, Ferreiro MS, Gallardo I, et al. The antioxidant capacity of saliva. *J Clin Periodontol*. 2002;29(3):189-94.
62. Ahmadi-Motamayel F, Goodarzi MT, Hendi SS, et al. Total antioxidant capacity of saliva and dental caries. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2013;18(4):e553-6.
63. Dodwad R, Betigeri AV, Preeti BP. Estimation of total antioxidant capacity levels in saliva of caries-free and caries-active children. *Contemp Clin Dent*. 2011;2(1):17-20.
64. Silva PVD, Troiano JA, Nakamune A, et al. Increased activity of the antioxidants systems modulate the oxidative stress in saliva of toddlers with early childhood caries. *Arch Oral Biol*. 2016;70:62-6.
65. Hegde MN, Hegde ND, Ashok A, et al. Evaluation of total antioxidant capacity of saliva and serum in caries-free and caries-active adults: an in-vivo study. *Indian J Dent Res*. 2013;24(2):164-7.
66. Toczewska J, Maciejczyk M, Konopka T, et al. Total Oxidant and Antioxidant Capacity of Gingival Crevicular Fluid and Saliva in Patients with Periodontitis: Review and Clinical Study. *Antioxidants (Basel)*. 2020;9(5):450.
67. Subramanyam D, Gurunathan D, Gaayathri R, et al. Comparative evaluation of salivary malondialdehyde levels as a marker of lipid peroxidation in early childhood caries. *European journal of dentistry*. 2018;12(1):67-70.
68. Ahmadi-Motamayel F, Hendi SS, Goodarzi MT. Evaluation of Salivary Lipid Peroxidation End Product Level in Dental Caries. *Infect Disord Drug Targets*. 2020;20(1):65-8.
69. Sarode G, Shelar A, Sarode S, et al. Association between Dental Caries and Lipid Peroxidation in Saliva. *International Journal of Oral & Maxillofacial Pathology*. 2012;3:02-4.

70. Reddy VR, Devakar S, Chowdhary N, et al. Estimation of Copper Levels in Saliva and Its Relation to Dental Caries and Hemoglobin Levels. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2021;14(2):235-7.
71. Hussein AS, Ghasheer HF, Ramli NM, et al. Salivary trace elements in relation to dental caries in a group of multi-ethnic schoolchildren in Shah Alam, Malaysia. *Eur J Paediatr Dent.* 2013;14(2):113-8.
72. Hegde MN, Hegde ND, Ashok A, et al. Biochemical indicators of dental caries in saliva: an in vivo study. *Caries Res.* 2014;48(2):170-3.
73. Sejdini M, Begzati A, Salihu S, et al. The Role and Impact of Salivary Zn Levels on Dental Caries. *Int J Dent.* 2018;2018:8137915-.
74. Uehara A, Sugawara S, Tamai R, et al. Contrasting responses of human gingival and colonic epithelial cells to lipopolysaccharides, lipoteichoic acids and peptidoglycans in the presence of soluble CD14. *Med Microbiol Immunol.* 2001;189(4):185-92.
75. Wang PL, Ohura K. Porphyromonas gingivalis lipopolysaccharide signaling in gingival fibroblasts-CD14 and Toll-like receptors. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2002;13(2):132-42.
76. Prester L, Protrka N, Macan J, et al. Salivary sCD14 as a potential biomarker of dental caries activity in adults. *Arh Hig Rada Toksikol.* 2017;68(4):315-21.
77. Prester L, Varnai VM, Macan J. Soluble CD14 and total IgE in the serum of atopic and non-atopic adolescents in relation to environmental factors: a pilot study. *Arh Hig Rada Toksikol.* 2015;66(1):41-9.
78. Isaza-Guzmán DM, Aristizábal-Cardona D, Martínez-Pabón MC, et al. Estimation of sCD14 levels in saliva obtained from patients with various periodontal conditions. *Oral Dis.* 2008;14(5):450-6.
79. Zhao A, Blackburn C, Chin J, et al. Soluble toll like receptor 2 (TLR-2) is increased in saliva of children with dental caries. *BMC Oral Health.* 2014;14(1):108.
80. Roy A, Ben Lagha A, Gonçalves R, et al. Effects of Saliva From Periodontally Healthy and Diseased Subjects on Barrier Function and the Inflammatory Response in in vitro Models of the Oral Epithelium. *Frontiers in Oral Health.* 2022;2.
81. Biria M, Sattari M, Vahid Golpayegani M, et al. Association of salivary sCD14 concentration levels with early childhood caries. *Iran J Immunol.* 2010;7(3):193-7.

Bölüm 16

DİŞ HEKİMLİĞİNDE CAD/CAM TEKNIĞİNDE KULLANILAN SERAMİK ESASLI RESTORATİF MATERYALLER

Burcu OĞLAKÇI¹
Zümrüt Ceren ÖZDUMAN²

GİRİŞ

CAD/CAM, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelen bir kelimedir. Endüstride uzun yıllardır kullanılmakta olan CAD/CAM teknolojisi, son yıllarda ölçü alınması, geçici restorasyonlar, kron, köprü ve estetik bölge restorasyonları gibi diş hekimliğinin pek çok alanında da yaygınlaşmıştır. Restoratif diş hekimliğinde, hastalar için en uygun tedavi seçeneğini sunmak ve seçilen tedavinin sonuçlarını öngörebilmek için mevcut CAD/CAM materyallerinin bilinmesi çok önemlidir. Hekim kullanacağı blok materyalini seçerken restorasyon tipi, restorasyonun ağızdaki konumu, hastanın beklentisi, sosyo-ekonomik koşulları gibi faktörleri göz önünde bulundurarak karar vermelidir.

Seramik materyali estetik ve biyouyumlu oluşunun yanı sıra geliştirilen fiziksel ve mekanik özelliğiyle restorasyonlarda gün geçtikçe daha çok tercih edilmektedir. CAD/CAM teknolojileri için birçok farklı frezelenebilir seramik türü mevcuttur. Seçim süreci bunalıcı olabilir ve bu seramiklerin özelliklerine ilişkin uygun bilgi ve bilimsel belgelere sahip olmadığında bir seramiğin yanlış seçimine yol açabilir. Bu bölümde, restorasyonlarda kullanılan seramik esaslı CAD/CAM materyalleri değerlendirilmiştir. Hekim, materyal seçiminde restorasyonun estetik, bağlanma dayanımı ve mekanik özelliklerini göz önünde bulundurmalıdır (Davidowitz&Kotick, 2011).

Farklı CAD/CAM seramik materyallerinin sınıflandırılması aşağıdakilere göre yapılabilir: (Sulaiman, 2020)

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD., İstanbul, Türkiye, burcu923@hotmail.com

² Dr. Öğr. Üyesi, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD., İstanbul, Türkiye, zumrutcerenozduman@gmail.com

1. Silikat seramikler:

- Feldspatik seramikler
- Lösitle güçlendirilmiş seramikler
- Lityum disilikat seramikler

2. Rezin matriks içeren seramikler

3. Oksit seramikler

- Alüminyum oksit seramikler
- Zirkonyum oksit seramikler

Tablo 1'de bu kitap bölümünde yer alan materyallerin özellikleri özetlenmiştir. Eğme dayanımı, restoratif materyallerin çigneme kuvvetleri altında başarısızlığa uğramadan dayanabilecekleri maksimum kuvveti açıklamaktadır. Kırılma tokluğu ise kırılma materyallerin, yükler altında katastrofik ilerlemesine karşı gösterdiği dirençtir (Lassila & ark., 2018). Bu tabloda, eğme dayanımı ve kırılma tokluğunun yanı sıra hekimin materyallerin yüzey bitimi, yapısal güçlendirmesi ve bağlanma şekli gibi özelliklerine de değinilmiştir.

1. SİLİKAT SERAMİKLER

Silika bazlı seramikler içerdikleri camlı bir matriks nedeniyle yarı saydamdır ve mine ve dentinin optik özelliklerine benzer özelliktedir. Böylece silikat seramikler estetik bölgedeki dişlerin restorasyonu için ideal bir seçenektir. Camlı matriks aynı zamanda onları kırılma hale getirir ve çoğunlukla restorasyonun yapıştırılmasıyla telafi edilebilen düşük kırılma direncine sahiptir. (May, Fraga & May, 2021)

a. Feldspatik Seramikler

Feldspatik seramikler, CAD/CAM sistemleriyle birlikte ilk kullanılan bloklardandır ve cam matriks yapı içerisinde % 30 oranında, 3-4 µm boyutlarında feldspat partikülleri içermektedir. Geleneksel feldspatik seramikler, cam esaslı seramikler arasında en zayıfı olarak kabul edilirler. Seramiğin iç yapısında üç adet ana kristal bulunur. Bu kristaller kuartz, kaolin ve feldspattır. Feldspat kristalleri porselenin şeffaflık özelliğini artırır, ayrıca feldspat kristalleri, seramikteki üç ana kristal tipi arasında en düşük erime ısıya sahip kristaldır ve yapı içindeki daha yüksek erime ısıya sahip bileşenleri bir arada tutma görevine sahiptir (Spitznagel, Boldt & Gierthmuehlen, 2018)

Vakum altında sinterlenen bu bloklar, laboratuvarında sinterlenen seramiğe göre daha homojen ve stabil bir mikro yapıya sahiptir. Frezeleme işleminden sonra kolay bir şekilde polisajlanabilir fakat feldspat seramiklerin okluzal strese dayanıklılığı azdır ve kırılma dirençleri düşüktür (Skorulska & ark., 2021)

Tablo 1. CAD/CAM tekniğinde kullanılan seramik esaslı restoratif materyaller ve özellikleri.

	Feldspatik seramik	Lösite güçlendirilmiş seramik	Lityum disilikat seramik	Aluminyum Oksit Seramikler	Zirkonyum oksit seramikler	Rezin matris içeren seramik		
İsim/Üretici	1.VITA MARK II,Vita 2.CEREC Blocks, Sirona	Empress CAD, Ivoclar	e.Max CAD Ivoclar	InCeram Alumina, VITA Zahnfabrik	IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent) NobelProcera Zirconia,	Lava Ultimate (3M ESPE)	VITA Enamic (VITA)	Cerasmart GC Corp.
Eğme Dayanımı	120	140 MPa	360 MPa	500 MPa	900 MPa	200	160	220
Kırılma Tokluğu	1.5	1.4	2.2	--	--	1.9	1.5	2.0
Yapısal Güçlendirme	Hayır	Hayır	Kristalizasyon	--	Sinterizasyon	Hayır	Hayır	Hayır
Yüzey Bitimi	Polisaj/Glaze	Polisaj/Glaze	Glaze	Glaze	Glaze	Polisaj	Polisaj	Polisaj
Bağlanma şekli	Adeziv kompozit	Adeziv kompozit	Adeziv, Self-adeziv		Geleneksel (Cam iyonomer siman gibi)	Adeziv kompozit	Self-adeziv	Adeziv kompozit
Endikasyonlar	Inlay, onlay, veneer, kron	Inlay, onlay, veneer, kron	Inlay, onlay, veneer, kron, köprü	Tek kronlar ve köprüler	Tek kronlar, köprüler (posterior bölgede)	Inlay, onlay, kron	Inlay, onlay, kron	Inlay, onlay, kron

Renk açısından; monokromatik bloklar, dikromatik bloklar, polikromatik bloklar olmak üzere üçe ayrılır. Monokromatik bloklar, ideal estetik beklentileri her zaman karşılayamamaktadır. Bu nedenle, küresel bir dentin çekirdeği ve onu saran yarı saydam mine tabakasından oluşan polikromatik bloklar geliştirilmiştir. Bu bloklarda renk geçişi, dentin ve mineyi taklit etmek için 3 boyutlu olarak bir yay şeklinde hazırlanmıştır. Böylece, polikromatik bloklar ile tek renk bloklara kıyasla daha estetik sonuçlar elde etmek mümkündür (Blatz & Conejo, 2019).

Frezelelenebilir feldspatik seramik materyallerin endikasyonları arasında kron, inley ve onleyler bulunmaktadır. Klinik araştırmalar, feldspatik CAD/CAM blokları için 9-18 yıllık bir süre boyunca %84-95 arasında değişen başarı oranları göstermektedir. Bu araştırmalarda, başarısızlığın ana nedeni olarak restorasyonun kırılması belirtilmiştir (Reiss, 2006).

b. Lösitle Güçlendirilmiş Seramikler

Feldspatik seramiklerin mukavemetini arttırmaya yönelik çalışmalar, matriksin lösit ile güçlendirilmesi yoluyla denenmiştir. 1988 senesinde ProCAD (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) CEREC (Sirona Dental Systems; Bensheim, Almanya) ile kullanılmak amacıyla lösit ile güçlendirilmiş seramikler geliştirilmiştir. Lösit ile güçlendirilmiş seramikler (IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent), yüksek yarı saydamlığa sahiptir ve estetik bölgedeki restorasyonlar için iyi bir seçimdir. Ancak, geleneksel feldspatik porselen ile karşılaştırıldığında, güçleri yalnızca minimum düzeyde arttırılmıştır. Bu seramik bloklar, yük taşımayan alanlarda kullanıldığında iyi klinik başarı göstermektedir. (Mayinger & ark., 2020)

Sistemde kullanılan lösit esaslı cam seramik materyal esas olarak silisyum oksit (SiO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3) ve potasyum oksitten (K_2O) oluşmaktadır. Lösit kristalleri, yapıda bulunan çatlakların büyümesini engeller ve güçlü bir bariyer görevi üstlenir. Bunun sebebi, yapı içerisinde %40 oranında bulunan lösit kristallerinin genleşme katsayısının içinde olduğu cam matriksten daha fazla olmasıdır. Materyalin eğmeye karşı direnci 140 Mpa'dır. Yarı geçirgenlik ve karşıt düşü aşındırma özelliği doğal dişe benzemektedir (Naves & ark., 2010).

Bu bloklar anterior bölge kron ve laminate veneer restorasyon yapımında da tercih edilmektedir. İnley ve onley restorasyonlarının yapımında, yüksek translüsenansiye ve 3 çeşit renge sahip HT bloklar kullanılmaktadır (Reich & Hornberger, 2002).

c. Lityum Disilikat Seramikler

1998 yılında yaklaşık 920°C'de presleme tekniği uygulanan, ingot formuyla ilk lityum disilikat seramiği (IPS Empress II, Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) piyasaya sürülmüştür[21]. Ardından, cam bazlı seramiklerin gücünü arttırmak için %72

lityum ve silikat oksitler içeren, lityum disilikat seramikler piyasaya sürülmüştür. Lityum disilikat seramik bloklar (örn., IPS E.max CAD, Ivoclar Vivadent), lityum disilikat ve lityum ortofosfattan oluşan bir kristal faza sahiptir, bu da onları yük taşıma alanlarında başarılı kılmaktadır. 4 µm'lik uzunluk ve 0.5 µm'lik çapa sahip olan lityum disilikat kristalleri, hacimce %70 oranında yoğun şekilde düzenlenmiş cam matriks içerisinde düzenli biçimde dağılmaktadır. Lityum disilikat seramik bloklar önceden kristalize edilmiş bir fazda (mor blok) ıslak olarak öğütülürler, daha sonra bir sinterleme fırınında kristalize edilirler. (Guazzato & ark., 2004)

Lityum disilikat seramikler gelişmiş optik özelliklere sahiptir. CAD/CAM lityum disilikat cam seramik blokların, prekristalizasyon işlemine bağlı olarak, yüksek translusensi (High-Translucency=HT), düşük translusensi (Low-Translucency=LT) ve orta-opasite (Medium Opacity=MO) gibi birbirinden farklı translusensi seviyeleri elde edilmektedir. Yüksek translusensi özelliği olan bloklar, çevre dokuların rengini absorbe (bukalemun efekti) edebilmektedir. Estetik özellikleri nedeniyle inley ve onley restorasyonların üretiminde kullanılabilirler. Düşük translusensiliğe sahip bloklar ise farklı renk alternatifleri ile full kron restorasyonların yapımında kullanılabilir (Reich, 2015).

Lityum disilikat seramiklerin marjinal uyumsuzluklarının minimal olduğu ve klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu bildirilmiştir. Çok sayıda klinik ve laboratuvar araştırması, lityum disilikat tek kron restorasyonları için olumlu sonuçlar bildirmektedir (Pieger& ark., 2014; Sulaiman&ark., 2015). İnleyler/onleyler, tek kronlar veya köprüler için tercih edilirler (Tysowsky, 2009).

2. REZİN MATRİKS İÇEREN SERAMİKLER

Son dönemde, rezin matriks içeren seramik CAD/CAM bloklar piyasada yerini almıştır. Bu materyaller, yüksek yük taşıma kapasitesi ve yorulma direnci, üstün elastisite modülü ve daha pürüzsüz kenarlarlara sahip olma gibi çeşitli avantajlara sahiptir. Ayrıca, kristalizasyon gerektirmemesi ve elle polisajlanabilmesi ile zaman tasarrufu da sağlayabilmektedir. Rezin matriks içeren seramikler “rezin bazlı seramikler” ve “hibrit seramikler” olmak üzere iki türe ayrılmaktadır. Rezin bazlı seramikler, en az %80 oranında nano boyutta seramik doldurucu partikülleri içermektedir (Lava Ultimate, 3M-ESPE, Almanya). Hibrit seramikler ise polimer infiltre seramik ağı teknolojisine (PICN) sahip materyallerdir (VITA Enamic, VITA-Zahnfabrik, Almanya ve Cerasmart, GC Corp., Belçika). Hibrit seramikler, kompozit rezinler ve seramiklerin iyi özelliklerini birleştirmiştir, yeterli esnekliğe ve çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklılığa sahiptir. Polimer infiltre edilmiş seramiklerin aşınma direnci üstündür. (Blatz& Conejo 2019) Bununla birlikte, her iki seramik restorasyonlara kıyasla karşıt dişte daha az aşınmaya neden olmaktadır. Eğme dayanımının 230 Mpa'a kadar olduğu bildirilmiştir (Rogula& ark., 2020).

Bu materyallerde, yapıştırılma prosedürleri de farklılık göstermektedir. Poli-mer-infiltrate seramiklerin yapıştırılması öncesinde 60 saniye boyunca %5'lik hid-rofluorik asit ile yüzeyinin pürüzlendirilmesi ve ardından bir silan bağlayıcının uygulanması gerekmektedir. Ancak, yüksek oranda polimerize rezin matrikse sahip Lava Ultimate gibi seramik infiltrate edilmiş polimer blokların, bu seramikle-rin $\leq 50\mu\text{m}$ alüminyum oksit partikül aşınması ile ön işleme tabi tutulması ve ar-dından silan uygulaması gerekmektedir (Matzinger& ark., 2019). Polimer infiltrate edilmiş seramiklerin aşınma direnci üstündür. Bununla birlikte, her ikisi seramik restorasyonlara kıyasla karşıt dişte daha az aşınmaya neden olmaktadır. Veneerler, inley ve onleyleyler için seramik infiltrate bloklar önerilirken, polimer infiltrate seramik bloklar tek kronlar için de kullanılabilir (Blatz& ark., 2003).

3. OKSİT SERAMİKLER

Oksit seramikler, iyi mekanik özelliklere sahip materyallerdir ancak düşük trans-lusensi özellikleri nedeniyle silikat seramiklere kıyasla daha kötü estetik özellikle-re sahip materyallerdir. Zirkonyum oksit ve alüminyum oksit olmak üzere iki tipi mevcuttur (Skorulska&ark., 2021):

Alüminyum oksit seramikleri, cam infiltrate edilmiş materyallerdir (InCeram Alumina, VITA Zahnfabrik, Almanya). 500 Mpa'lık bir eğme dayanımına sahip-tir. Son yıllarda, popüler olan ve daha üstün fiziksel özelliklere sahip zirkonyum oksit seramikler tercih edilmesine rağmen, bu materyallerin de uzun vadeli takip-lerde iyi sonuçlar gösterdiği bildirilmektedir (Conejo&ark., 2017).

Ticari CAD/CAM zirkonyum oksit seramikleri, Lava Plus (3M, ESPE) veya Kavo Everest (KaVo Dental) gibi ürünlerde, itriya ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) biçiminde bulunmaktadır. IPS e.max ZirCAD (Ivoc-lar Vivadent) ürün yelpazesinde, %3,4 veya %5 itriyum oksit (3Y-TZP, 4Y-TZP veya 5Y-TZP) ilavesiyle stabilize edilmiş Y-TZP içermektedir. Bu materyallerin mekanik özellikleri, kimyasal bileşimine bağlı olarak değişmektedir. Örneğin, ZirCad ürünlerinin eğme dayanımı, itriyum oksit ilavesiyle azalmıştır (Raigro-dski, 2003).

3Y-TZP, diş yapısına geleneksel olarak rezin modifiye cam iyonomer siman-larla simante edilebilen, uygun direnç ve retansiyon formu sağlanan tek kron ya-pımında ve sabit diş protezi olarak ağır yük taşıyan alanlarda kullanılabilen güçlü bir seramik materyaldir. Bununla birlikte, yarı saydamlığının olmaması, estetiğe duyarlı vakalarda uygulamalarını sınırlandırmıştır (Sulaiman, 2020).

İtriya miktarını % 5 mol'e yükselterek ve alümina içeriğini ise azaltarak, zirkon yapı içerisinde ışığın daha fazla iletilmesine izin veren kübik fazlı kristaller (%)

55) bulunmaktadır (örn. Katana UTML ve Bruxzir Anterior, Glidewell Laboratuvarları). Ancak, translusensinin artması, zirkonyum oksit seramiklerin mekanik ve fiziksel dayanımı azaltmaktadır. %5 mol itriya ile stabilize edilmiş zirkonyum oksitin düşük kırılma direnci ile ilgili artan endişeler nedeniyle, itriya içeriğinin %4 mol'e düşürülmesi, kübik içeriği %25'e düşürmektedir. Sonuçta, kırılma direncini %5 mol itriya içeren zirkonyum oksite kıyasla arttırmaktadır. Yarı saydamlık, geleneksel %3 mol itriya içeren zirkonyum oksite kıyasla gelişmiş bir seviyede korunmaktadır (Katana STML, Kuraray Noritake, Japonya ve Bruxzir Esthetic, Glidewell Laboratories) (Spitznagel, Boldt & Gierthmuehlen, 2018)

KAYNAKLAR

1. Blatz, MB., Sadan, A., Kern, M (2003). Resin-ceramic bonding—a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 89(3), 268-274
2. Blatz, MB. & Conejo J. (2019) The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dent Clin North Am.* 63(2), 175-197.
3. Conejo, J. Nueesch, R. Vonderheide, M.; Blatz, MB. (2017) Clinical Performance of All-Ceramic Dental Restorations. *Curr. Oral Heal. Reports.* 4, 112–123.
4. Davidowitz, G. & Kotick, PG. (2011) The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am.*, 55(3), 559-570.
5. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, SP, Swain, MV. (2004) *Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics.* *Dent Mater.* 20(5), 441-8.
6. Lassila, L., Keulemans, F., Seailynoja, E., Vallittu, P.K., Garoushi, S. (2018). Mechanical properties and fracture behavior of flowable fiber reinforced composite restorations. *Dent. Mater.* 34, 598–606.
7. May, MM., Fraga, S. & May LG. (2021) Effect of milling, fitting adjustments, and hydrofluoric acid etching on the strength and roughness of CAD-CAM glass-ceramics: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* S0022-3913(21)00134-7.
8. Mayinger, F., Lümke, N., Musik, M., Eichberger, M., Stawarczyk, B. (2020) Comparison of mechanical properties of different reinforced glass-ceramics. *J. Prosthet. Dent.* 1–8.
9. Matzinger, M, Hahnel, S, Preis, V, Rosentritt, M. (2019) Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clin Oral Investig.* 23(2),725-737.
10. Naves, LZ., Soares, CJ., Moraes, RR., Gonçalves, LS., Sinhoreti, MAC., Correr-Sobrinho, L. (2010) Surface/interface morphology and bond strength to glass ceramic etched for different periods. *Oper Dent.* 35(4), 420-7.
11. Pieger, S., Salman, A., Bidra, AS. (2014) Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 112(1),22-30.
12. Raigrodski, A.J. (2003) Clinical and laboratory considerations for the use of CAD/CAM Y-TZP-based restorations. *Pract. Proced. Aesthet. Dent.* 15, 469–476.
13. Reich, S. & H. Hornberger. (2002) The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 88(1): 44-9.
14. Reich, S. (2015) Tooth-colored CAD/CAM monolithic restorations. *Int J Comput Dent.* 18(2), 131-46.
15. Reiss B. (2006) Clinical results of cerec inlays in a dental practice over a period of 18 years. *Int J Comput Dent.* 9(1), 11-22
16. Rogula, J., Kuzniar-Folwarczny, A., Sulewski, M., Błaszczuk, A. (2020) Charakterystyka kompozytowych materiałów stomatologicznych stosowanych w gabinetowych systemach CAD/CAM. *Inżynier i Fizyk Medyczny.* 9, 57–61.

17. Skorulska, A., Piszko, P., Rybak, Z., Szymonowicz, M., Dobrzyński, M. (2021) Review on Polymer, Ceramic and Composite Materials for CAD/CAM Indirect Restorations in Dentistry—Application, Mechanical Characteristics and Comparison. *Materials* (Basel). 14(7), 1592.
18. Spitznagel, FA., Boldt, J. & Gierthmuehlen, PC. (2018) CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *J Dent Res.* 97(10), 1082-1091.
19. Sulaiman, TA. (2020) Materials in digital dentistry-a review. *J Esthet Restor Dent.* 32(2), 171-181.
20. Sulaiman, TA., Delgado, AJ., Donovan, TE. (2015) Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: a retrospective study. *J Prosthet Dent.* 114(3),364-366
21. Tysowsky, G.W. (2009) The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today.* 28(3), 112-3.

Bölüm 17

DİŞ HEKİMLİĞİNDE LAZER KULLANIMI

Lena ALMASIFAR¹

GİRİŞ

Günümüzde lazer ve dijital diş hekimliği uygulamaları diş hekimliği alanında sıklıkla kullanılan uygulamalar haline gelmiştir. Lazer ışınlarının kullanımının popüler hale gelmesiyle birlikte, bu alanlarda yeterli bilgi ve donanımlı sağlık personeline olan ihtiyaç artmaktadır. Bu bölümde diş hekimliğinin farklı branşlarında tercih edilen lazer uygulamalarının kullanımı hakkında bilgi sunulmaktadır.

Lazerin diş hekimliğinde kullanım alanları:

1. Diş yüzeylerinden çürüğün uzaklaştırılması
2. Estetik diş hekimliği ve “Pembe estetik”
3. Periodontoloji alanda invaziv uygulamalar
4. Diş etinin şekillendirilmesi,
5. Pulpa kanallarının sterilizasyonu
6. İmplantoloji uygulamaları
7. TME rahatsızlıkları
8. Dişlerin hassasiyetinin giderilmesi
9. Ağız içi ülser, aftöz ve çekim soketi tedavileri
10. Çene kemiklerinde yapılan invaziv girişimler

“Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” veya LAZER, yüksek enerjiye sahip olan ışık anlamına gelmektedir (1). Amerikan ilaç ve gıda daire-sinden onaylanan ilk lazerler Neodymiyum: Yittriyum Alüminyum Garnet (Nd:-YAG) ve Karbondioksit (CO₂) lazerler olmuştur (2). Yumuşak dokulardaki kesme ve koagülasyon yetilerini sert dokularda gösteremeyen Nd:YAG, CO₂ lazerlerinin kullanım alanları kısıtlanmıştır (3).

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Restoratif Diş Tedavisi AD., Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara Medipol Üniversitesi, Ankara, Türkiye, lena.almasifar@ankaramedipol.edu.tr

1. DIŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN LAZER ÇEŞİTLERİ

1.1. Argon Lazerler

Argon lazerler, diş hekimliğinde çürükten korunma, kompozit rezin ve diş beyazlatma uygulamalarında kullanılmaktadır. İki dalga boyuna sahip olan (488 nm ve 514 nm) lazerlerin sadece 488 nm türü diş hekimliği alanında tercih edilmektedir (4), (5).

1.2. CO₂ Lazerler

Bu lazerin dalga boyu 10600 nm'dir. Yumuşak doku cerrahisinde tercih edilen ilk lazer türlerinden (1970). Yapılan çalışmalarda bakterisidal ve güçlü hemostatik etkisi olduğu ve işlem yapılan alanlarda minimal skar dokusu oluşturduğu rapor edilmiştir. CO₂ lazerin koagülasyon yaptığı tabaka kalınlığı ve lazer gücüne bağlı olarak yaklaşık dokuların 0,5 mm derinliklerine kadar penetrasyon sağlayabilmektedir (6).

1.3. Diyet Lazerler

Diyot lazer (800-980 nm) büyük ölçüde pigmente sahip olan dokular tarafından absorbe edildiği için pembe estetik ve minimal invaziv dişeti cerrahilerinde tercih edilmektedir (7), (8).

1.4. Er:YAG Lazerler

Er:YAG lazerler (2940 nm) en iyi suda absorbe olan lazerdir. Ağız içi sert ve yumuşak dokularda tercih edilmektedir. Er:YAG lazerin su molekülü ve hidröz organik komponentler tarafından absorbe edilmektedir, ısı nedeniyle bu yapılarda buharlaşmaya neden olur. Ancak sert dokularda su buharı doku içine internal basıncı artırır ve mikro eksplozyon denilen patlayıcı genişlemeye neden olur. Termomekanik veya fotomekanik ablasyon, mekanik dokuda kollaps bu mekanizmanın sonucudur (9), (10).

1.5. Nd:YAG Lazer

Nd:YAG lazerin (1064 nm) en büyük avantajlarından biri iyonize olmaması nedeniyle vücut dokularında karsinojenik ve mutajenik etki göstermemesidir. Bu nedenle patolojik olguların eksizyonunda kullanılmıştır. Ancak fiber optik kabloların geliştirilmesiyle sadece insizyon değil, aynı zamanda sterilizasyon ve işlemleri de bu lazerin düşük güçlerde kullanılmasıyla mümkün olmuştur (11).

1.6. Er,Cr: YSGG Lazerler

Er,Cr: YSGG lazerler (2780 nm), dalga boyundan dolayı sadece sert dokularda kullanılması önerilmektedir (9).

2. LAZERİN ORAL DOKULAR İLE İLİŞKİSİ

2.1. Lazerin Oral Yumuşak ve Sert Dokular ile İlişkisi

Lazer çeşitleri etki sağladıkları dokulara göre sınıflandırılmaktadır. Düşük dalga boyuna sahip olan lazerler yumuşak dokular tarafında absorbe edilmektedir. Yumuşak dokuların büyük bir oranını su oluşturmaktadır. Bu bileşen 2µ ve üzerinde dalga boyundaki lazer ışınını absorbe eder, bu nedenle ışının penetrasyonu azalır (Yapılarda suyun artmasıyla lazer ışınının absorpsiyonu artış, penetrasyonu azalma göstermektedir). Er:YAG ve CO₂ lazer, düşük penetrasyon özelliğine sahip olan lazerlerdir. Bu nedenle dokularda hasar yaratmaksızın yumuşak doku kesimlerinde rahatlıkla kullanılabilir. Bir diğer lazer türünde ışın, dokuların su komponenti tarafından az absorpsiyona uğrar bu sayede derin dokulara penetrasyonu kolaylaşır. Nd:YAG lazerin absorpsiyonu özellikle pigmente komponentler (melanin ve hemoglobin) tarafından gerçekleştiği için CO₂ lazerler perifer kan damarlarını koagüle etmekte başarılı oldukları düşünülmektedir (12), (13).

Yumuşak dokuların minimal invaziv tedavileri için tercih edilen lazer ışınlarının, konvansiyonel invaziv tedavilere göre avantajları (14).:

1. Dokulara temas etmeden uygulanan bir yöntemdir, bu nedenle doku biçimsizliği ve yapının bütünlüğünün bozulması minimuma indirilmiştir.
2. Lazer ışının kullanım endikasyonlarından olan sterilizasyon, bu uygulamayı daha güvenli hale getirmektedir.
3. İyileşme süresi diğer uygulamalara göre oldukça kısa, operasyon sonrası skar dokusu minimumdur.
4. Hasta konforu yüksektir.

Lazer uygulamalarında oluşabilecek yan etkiler:

Uygulama sırasında oluşabilecek ısı uygulanan bölgede mine çatlakları, pulpal nekroz ve periostta geri dönüşümsüz hasarlar meydana getirebilir. Uygulamalar esnasında yan etkilerin önüne geçebilmek için, lazer tedavilerinin yüksek enerjide, kısa süreli uygulamalar halinde yapılması önerilmektedir.

3. DİŞ HEKİMLİĞİNDE LAZER KULLANIM ALANLARI

Lazer ışınları günümüzde, restoratif diş tedavisi, endodonti, periodontoloji, çocuk diş hekimliği, ortodonti ve çene cerrahisi gibi birçok alanında kullanım endikasyonuna sahiptir.

3.1. Restoratif Diş Tedavisinde Lazer Kullanımı

3.1.1. Çürük Teşhisinde

Çürüğün tanı ve teşhisinde, gözle muayene, ayna ve sond yıllardır tercih edilmektedir. Ancak arayüz çürüklerinde ayna, sond taraması yetersiz kalmaktadır. Bitewing radyografiler ara yüz çürüklerinde en önemli teşhis yöntemi olsada klinik ortamda lazer cihazlar ile desteklenebilmektedir (15).

3.1.2. Çürüğün Önlenmesi ve Kavite Preparasyonu

Lazer ışınının, diş üzerinde etkisini araştıran birçok çalışma, lazer uygulamalarının diş minesini asite karşı direncinin artırılabilceğini rapor etmiştir. Etki mekanizmasında, lazer ışının mine tarafından emildiği taktirde diş minerallerini asitli gıdalara karşı dirençlerini arttırmaktadır. Er:YAG lazerler çürük dişlerin kaviteyi uzaklaştırma ve kavite hazırlanması için kullanım onayları bulunmaktadır (16). Lazer uygulamaların en büyük avantajları, pulpa canlılığının korunması, yüzey yapının değişmemesi, çürüğün tamamen uzaklaştırılması, daha düşük bir ağrıya yol açması ve aynı zamanda hazırlanan kavitenin steril edebilme kapasitesidir. Bu amaca hizmet eden Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerleri tercih edilmektedir. Yüksek güce sahip olan lazerler dental çürüğe neden olan mikroorganizmalarda, bakterisidal etkiye sahip oldukları bilinmektedir (17).

Lazerlerin kavite preprasyon sonrası sızdırma ve kompozit rezinlerin bağlanma özelliği üzerine yapılan çalışmalarda farklı görüşler bulunmaktadır. Bazı çalışmalar lazer uygulamalarından sonra asite gerek duymaksızın restorasyonun uygulanabileceğini savunurken, birçok çalışmanın sonucu bu protokolün mikrosızıntının artması ve bağlantının düşmesine sebep olduğunu desteklemiştir (18). Argon lazerlerin kompozit rezin polimerizasyonunu yapılabildiği rapor edilmiştir. Kamforkinon (CQ) bir foto başlatıcı olarak kompozit rezinlere eklenmektedir. Bu nedenle, CQ 'nun aktivasyonu polimerizasyonun başarısını arttırmak için önemli olmaktadır (19), (20), (21). Argon lazerin yüksek maliyetli ve uygulamalarının bilgiye ve tecrübeye dayalı olması, plazma ark ve LED gibi daha ucuz polimerizasyon sistemlerinin geliştirilmesi argon lazerlerin kullanımını kısıtlamıştır (22), (23).

3.1.3. Dentin Hassasiyetinin Giderilmesinde Lazer Kullanımı

Diş ve dentin hassasiyeti, yanlış fırçalama, asidik gıdalar tüketimi, diş sıkmalar, diş eti çekilmeleri ve birçok diğer faktörlerden meydana gelebilmektedir. Dentin hassasiyetini gidermek için uygulanan tedaviler, pulpayı irrite etmemeli, dişte herhangi bir renklemeye sebebiyet vermemeli, ağrısız olmalı, hızlı ve uzun süreli etki göstermeli ve uygulaması klinik ortamda kolay olmalıdır (24). Yukarıdaki tüm

kriterleri yerine getirebilen tedaviler genellikle multidisiplinerdir. Lazer uygulamaları, dentin hassasiyeti tedavilerinde önemli rol oynamaktadır. Bu tedaviler iki gruba ayrılmaktadır: Düşük enerji lazerler, He-Ne (Helyum-Neon) ve Ga-Al-As (Galyum-Aliminyum-Arsenid), orta enerji lazerler, Nd:YAG, CO₂, Er:YAG ve Er, Cr:YSGG, başarı oranları ise % 5-100 arasında değişmektedir. Dentin hassasiyeti tedavisinde lazer uygulaması 0,5-3 dakika süreyle 30 mW gücünde GaAl-As uygulanır ve %85-100 başarılı sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir. 1064 nm Nd:-YAG lazer, pulpal analjezi oluşturduğu belirtilmiştir. Orta güçte CO₂ lazer dentin tübüllerini tıkandığı ve geçirgenliği azaldığı bulunmuştur (25). Ayrıca lazer tedavilerin etki mekanizmasında C-fibrillerin bloke edilmesine bağlı olabileceğini düşünülmektedir (26), (27), (28).

3.1.4. Lazerlerin Flor ile Kombine Tedavisi

Son yıllarda yapılan araştırmalara göre diş çürüklerindeki azalma, florür kullanımına bağlı olabileceği düşünülmektedir. Lazer-florür uygulama kombinasyonu, minenin asitli gıdalara karşı direncini arttırmaktadır (29). Yapılan bir çalışmada, kombine lazer, florür tedavisinin %98 mineral kaybını azalttığı bildirmiştir. Ayrıca CO₂ lazer uygulamasını sonucunda mine çözünürlüğünde önemli bir azalma olduğu rapor edilmiştir (30).

3.1.5. Diş Beyazlatmada Lazer Uygulamaları

Lazerlerin beyazlatma prosedürünün sonuçlarında etkin olmadıkları düşünülmektedir. Beyazlatmaya eşlik eden lazer ışını, diş yüzeyinde ısıya, olumsuz sonuçlara ve hasarlara yol açabilir (31). Bu nedenle kullanılan lazer tiplerinin gücü ve uygulama yöntemleri iyi bilinmelidir (32). Diş beyazlatmada tercih edilen lazer ışığı Nd:YAG lazerlerdir. Nd:YAG lazer, hidrojen peroksiti aktive etmesinin yanı sıra, ısı oluşturur ve biyostimülasyonla pulpada uyuşukluk hissi meydana getirmektedir.

Sonuç olarak; lazerlerin doğru parametreleri belirlenerek, çürüğün önlenmesi, kavite hazırlanmasında, dezenfeksiyonunda, diş ve dentin duyarlılığı, restorasyon materyalinin polimerizasyonu ve diş beyazlatma gibi birçok alanlarda kullanılabilmektedir (33), (34), (35).

3.2.Endodontik Tedavide Lazer Kullanımı

Lazer uygulamaları endodontik tedavilerin birçok alanında tercih edilmektedir. Kanal şekillendirmesi, apikalin kapatması, rezeksiyon, smear tabakasının uzaklaştırması ve kanal içi dezenfeksiyonuna kadar birçok alanda kullanılmaktadır (36).

3.2.1. Pulpa Kaplaması ve Amputasyonda Lazer Kullanımı

Travma, çürük veya ekspoz nedeniyle açığa çıkan pulpa dokusunun kapatılması ve tedavisine pulpa kaplaması denir. Yapılan bir çalışmada, CO₂ lazerin etkisi hayvanların dişlerinin üzerinde değerlendirmiştir. Sonuçlara göre uygulanan lazerin hedef dokular dışında herhangi bir alt tabakaya hasar vermeksizin, tersiyer dentinin ve homojen ve düzgün bir odontoblast tabakası oluşumuna neden olmaktadır (37). Bir diğer çalışmada, pulpa kaplaması yapılan kanin dişlerinde 200 mJ, 3 Hz, 15 saniye Er:YAG lazer tercih edilmiştir. Uygulama sonrası pulpa Mineral Trioksit Agregat (MTA) ile kapatılmıştır. Raporlara göre lazer uygulanan dişlerdeki sert doku oluşumu daha fazla olduğu gözlemlenmiştir (38).

Wilder-Smith ve arkadaşlarının araştırması, CO₂ lazerin amputasyon tedavileri üzerindeki etkiyi değerlendirmiştir. Elde edilen sonuçlara göre bakteri kontaminasyonuna maruz kalan dişlerin pulpatomisinde bile CO₂ lazer uygulamaları oldukça iyi sonuçlar göstermektedir (39). Moritz ve arkadaşları çalışmalarında, 0.1 sn, 1W gücünde CO₂ lazer ışınını, 40 adet ekspoz dişe uyguladıktan sonra açığa çıkan pulpa yüzeyini kalsiyum hidroksit (Ca(OH)₂) ile kapattıklarını belirtmişlerdir. Çalışmanın 1 yıllık takip sonuçlarına göre tedavi öncesi CO₂ lazer ışını uygulanan gruptaki tedavilerin başarı oranı %89 ve sadece kalsiyum hidroksit (Ca(OH)₂) ile tedavi edilen hastaların % 69 semptomsuz ve vitalite testine pozitif yanıt verdikleri rapor edilmiştir (2).

3.2.2. Lazer ile Pulpa Vitalitesinin Değerlendirmesi

Ağız ortamında dişlerin vitalitesini değerlendirmek için teknik cihazlar tercih edilmektedir. Tercih edilen yöntemlerin değerlendirilmesi için kriterler belirlenmiştir. Uygulama esnasında hastada ağrı oluşturmaması, sayısal ve objektif değerler verebilmesi, non- invaziv olması, hızlı sonuç verebilmesi ve ucuz olması doğru yöntemi tercih etmekte hekimlere yol göstermektedir.

Pulpa vitalitesini değerlendiren yöntemlerden olan, Lazer Doppler Flowmetre (LDF) pulpayı besleyen damarlardaki kan hücrelerinin akım hızındaki değişiklikleri hassas bir şekilde saptayabilen bir cihaz olarak bilinmektedir. LDF'nin avantajlarının en başında, travma sonrası yapılan vitalite testlerinin doğru sonuçlar elde edilebilmesi için 6 hafta bekleme süreci varken, bu cihazda travmanın gerçekleştiği gün değerlendirme yapılabilmesidir (40). Karayılmaz ve Kırzioğlu çalışmalarında birçok vitalite değerlendiren cihazı karşılaştırmıştır. Sonuçlara göre LDF, vitalometre ve pulseoksometre yöntemlerine kıyasla doğruluk oranı belirgin şekilde yüksek olduğu rapor edilmiştir (41).

3.2.3.Kök Kanal Sisteminin Temizlenmesinde Lazer Kullanımı

Başarı ile sonuçlanan endodontik tedavilerin esası doğru preparasyon ve irrigasyona dayanmaktadır. Diş dokusundan mikroorganizmaları uzaklaştırmak için son dönemlerde lazer ışıkları sıkça tercih edilmektedir. Bergmans ve arkadaşlarının çalışma sonuçlarına göre lazer uygulamaların bakterisidal özelliklerine dayanarak, kök kanal tedavilerinde kullanımı başarılı sonuçlar sağlamaktadır (42). Birçok lazerin (Nd:YAG, diyod ve Er:YAG) endodontik işlemlere eşlik ederek kök kanal sterilizasyonunda etkin yöntemler oldukları rapor edilmiştir (43) (44). Streptococcus sangius ve Prevotella intermedia ile enfekte edilen ve daha sonra kök kanallarına 2,4 W Nd:YAG lazer uygulanan, Berkiten ve arkadaşlarının çalışmasında, lazer uygulamasının Prevotella intermedia üzerinde % 100 ve Streptococcus sangius üzerinde % 98,5 etkili olduğu rapor edilmiştir (45).

Er,Cr:YSGG ve Nd:YAG lazerlerinin üzerinde yapılan çalışmalarda, bu lazerlerin smear tabakayı ve debris uzaklaştırdığı ve dentin tübüllerini kısmen tıka-
dığını bildirmişlerdir (46), (47). Ancak bir diğer görüşe göre, lazer uygulamaları kavite dezenfeksiyonunda smear tabakası oluşturmadığı için kanal dolgusunun açıkta kalan tübüllerin içine sızarak daha dayanıklı dolgu yapılmasını sağlamaktadır. Gürbüz ve arkadaşları yaptıkları çalışmada endodontik tedavilerde lazer uygulamalarının kısıtlamalarını belirtmiştir. Uygulanan lazerler oluşturdukları ısıyla çevre dokulara kalıcı hasarlar bırakabilmektedir (44).

3.3.Periodontoljide Lazer Kullanımı

Periodontoloji bilim dalında lazer ışınlarının kullanımı invaziv (cerrahi) işlemler veya noninvaziv (cerrahi olmayan) tedavilerde rutin hale gelmiştir. Bu alanda yumuşak doku tedavilerinde CO₂ ve Nd:YAG lazerler tercih edilirken, Er:YAG lazerler hem yumuşak hem sert dokularda kullanılabilmektedir (48).

3.3.1. Diş Eti Estetiğinde Lazer Kullanımı

Estetik bir gülüşün temel unsurlarını diş, yumuşak dokular ve diş eti oluşturmaktadır. Her ne kadar ideal bir diş tasarımı yapılsa da pembe estetik sağlanmadan hasta ve hekim memnuniyeti gerçekleşemez. Diş eti estetiğinde yapılan invaziv (gingivektomi, gingivoplasti, frenektomi, dişeti depigmentasyonu) işlemlerde elektrocerrahi, bistüri ve lazer uygulamaları tercih edilmektedir. Son dönemlerde kanama kontrolü, sterilizasyon, minimal postperatif ağrı, hızlı iyileşme ve hasta konforu nedeniyle lazer uygulamalar sıkça tercih edilmektedir (48). Nd:YAG lazerler melanin gibi pigmente lezyonlar tarafında absorbe edilebildiği için bu tip lezyonlar ve depigmentasyon tedavilerinde sıkça tercih edilmektedir. (49). Er:-YAG, Er,Cr:YSGG, hidroksiapatit ve su tarafında absorbe edildiği için yumuşak doku uygulamalarında tercih edilmektedir (50).

Lazerlerin frenektomide kullanımı ile ilgili yapılan çalışmalarda, hastalarda minimal postoperatif ağrı ve enfeksiyon rapor edilmiştir. Ayrıca Nd: YAG lazerlerin operasyon esnasında sağladıkları hemostaz sayesinde frenektomide iyi bir tercih olduğu düşünülse de, frenilumu oluşturan ataçmanları kesmekte yetersiz kaldığı düşünülmektedir (51). Çalışmalardan elde edilen sonuçlara göre Er:YAG lazer diğer lazer türlerine göre uygulama süresince daha az ağrıya neden olup ve iyileşme süresi daha kısa bulunmaktadır (52). Depigmentasyon tedavilerinde ise, yer alan diyet lazer ve geleneksel invaziv (bistüri tekniğini) uygulama kıyaslandığı çalışmada, her iki teknik başarılı olsa da, lazer ışını ile yapılan tedavinin doktor ve hastanın konforu açısından daha iyi olduğunu rapor edilmiştir (53).

3.4. Çocuk Diş Hekimliğinde Lazer Kullanımı

Çocuklarda lazer kullanımı konforlu ve güvenli kullanımına rağmen halen birçok çalışma yapılması gerektiği düşünülmektedir. Çürük teşhisinin yanı sıra süt ve daimî dişlerin çürükten korunması için lazer uygulamaları tercih edilmektedir. Koruyucu diş hekimliğinde lazer uygulamaları florür veya diğer koruyucu ajanlar ile kombine kullanımı gündem olmuş ve birçok çalışma bulunmaktadır (54). Yapılan çalışmalarda, CO₂, Nd:YAG ve Erbiyum lazer uygulamaları APF (Asidüle Fosfat Florür), NaF (Nörtal Sodyum Florür), CPP-ACP (Kazein Fosfopeptit Amorf Kalsiyum Fostat) ve florür ile kombine tercih edilmiştir. Çalışmaların sonuçlarına göre CO₂ lazerin APF ile kombine kullanılması daha etkili koruyuculuk sağlayabilmekte olup ve CO₂ lazerin APF öncesi kullanımı daha başarılı olduğu rapor edilmiştir (55), (56). Çalışmadan elde edilen farklı sonuçların nedeni, tercih edilen farklı lazer tipleri ve koruyucu yöntemleri olmuştur. Ayrıca kullanılan dişlerin yapısında (süt, daimî veya hayvan dişleri) bu sonuçlarında önemli rol oynamaktadır.

3.5. Ortodontik Tedavide Lazer Kullanımı

Günümüzde ortodontik tedavilerinde diş hareketlerini hızlandırmak amaçlı düşük doz lazer terapisi uygulanmaktadır. Bu tedavinin en önemli kısıtlamalarından biri yetersiz çalışma ve limitli literatür bulunmasıdır ve klinik olarak rutin uygulanması için yeterli çalışmalar yapılması gerekmektedir. Düşük doz lazer terapisi, periodontal dokular için güvenli, noninvazif olması, diş hareketlerinin ağrısını azaltmak için tercih edilen yöntemlerin arasında bulunabilir.

3.6. Cerrahide Lazer Kullanımı

Cerrahi alanında hekimler her ne kadar konvansiyonel metotları tercih etsede, lazer tedavilerin yara iyileşmesinde, post operatif ağrının azalmasında ve cerrahi alanın sterilizasyonunda başarılı sonuçlar gösterdiği bildirilmiştir.

4. LAZER TEDAVİLERİN AVANTAJLARI VE DEZAVANTAJLARI

Dental lazer uygulamalarının avantajları:

1. Ağrı, ses ve mekanin titreşim daha az olduğu için hasta açısından oldukça konforlu bulunur.
2. Ağrı düzeyi düşük olduğu için, uygulama esnasında minimum veya hiç anestezi gerektirmez.
3. Konvansiyonel yöntemlere göre uygulama sonrası doku iyileşmesi daha kısa sürmektedir.
4. Lazer ile yapılan cerrahi girişimler daha az kanamalı ve daha uygun bir görüş alanına sahiptir.
5. Lazer ışını lokalize ve hedef odaklı uygulanır, bu nedenle çevre dokularda daha az hasar zarar bırakmaktadır.
6. Lazer cihazı uygulama alanına mekanik olarak temas etmemektedir, bu nedenle uygulanan lezyonu çevre dokulara yayma ihtimali düşük ve titreşimi olmadığı için yapıda mikro çatlaklara yol açmamaktadır.
7. Lazer ışını uygulama esnasında ısı oluşturmaktadır ve bu sayede dokuda sterilizasyon sağlar.
8. Uygulama sonrası yara kontraksiyonu az olduğu için skar dokusu daha az gelişmektedir.
9. Lazer ışını antibakteriyel etki göstererek, enfeksiyon kontrolünü kolaylaştırmaktadır.
10. Endodontik olarak tercih edilen lazer uygulamaları, smear tabaka oluşturmadığı için asit uygulaması gerektirmemektedir bu nedenle uygulama alanı sızıntı ve bakteri içermemektedir.

Dental lazer uygulamalarının dezavantajları:

1. Uygulama ve lazer cihazlarının kullanımı için deneyimli ve eğitimli personel gerekmektedir.
2. Mukoza ve periostta yapılan operasyonlarda alt dokular ve kemiğe zarar verme riski taşımaktadır.
3. Saçılma gösteren lazer ışınlarında, uygulama esnasında komşu dokulara zarar verebilir.
4. Bazı uygulamalarda geleneksel yöntemlere göre uzun çalışılmaktadır.
5. Operasyon ve uygulamalarda dokulara mekanik temas sağlamadığı için, penetrasyon derinliğinin algılanması zorlaşır.
6. Uygulanan bölgede gelişen ısının kontrol altına alınması gerekmektedir.
7. Lazer uygulamaları yapılan alanlarda, kişiler (hekim, hasta ve yardımcı personel) için koruyucu ekipman (gözlük) gereksinimi bulunmaktadır.

5.DENTAL LAZER UYGULAMALARINDAN MEYDANA GELEBİLEN KOMPLİKASYONLAR:

Lazer cihazların kullanımı hekim ve kullanım alanında eğitim almış sağlık ekibine bırakılmalıdır. Dikkatli ve bilinçli kullanılmadığı takdirde bu cihazlar, hasta, hekim ve sağlık personeli açısından ciddi sorunlara yol açabilecektir. Lazer ışınına en çok maruz kalan ve sıklıkla hasar görebilen organlar göz ve deridir. Gözlerde görme bozuklukları, sulanma ve yabancı cisim hissi, deride ise ülserasyon, kabarcık, eritem ve yanmaların meydana gelmesi lazer uygulamalarında oluşabilecek komplikasyonlardandır (57), (57).

6. LAZER KULLANIMINDA ALINMASI GEREKEN TEDBİRLER

Efektiv ve etkin tedaviler yapılabilmek için lazer uygulamaları hakkında donanımlı ve bilgi sahibi olmak gerekmektedir.

1. Sağlık personeli, lazer kullanımı ile ilgili eğitilmiş olmalıdır. Kullanılan lazerlerin tipi gücü ve uygulama şeklini çok iyi bilinmelidir.
2. Sağlık personeli ve hasta gözde oluşabilen hasarlardan korunmak için lazer uygulamalarına uygun (Nd: YAG lazer için yeşil, Argon lazer için amber, CO₂ lazer için açık renkli) gözlük takmalıdır.
3. Daha önceden hasar görmüş ve etkinliğini kaybetmiş gözlükler kullanılmamalıdır.
4. uygulama öncesi hastalarda termal hasarları önlemek için tüm cilt kurutulmalıdır.
5. Lazer uygulamalarında tavsiye edilen güçte, en düşük güç birimi tercih edilmelidir.
6. Lazer uygulamalarında bakış uzaklığı 13 cm olup ve uygulamalar 10 sn' lik periyotlar şeklinde olmalıdır.
7. Uygulama ortamı düzenli olarak havalandırılmalıdır.
8. Uygulama alanın girişinde (lazer ışını) uyarıcı levhalar asılmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. Dent Clin North Am. 2000;44(4):753-65.
2. Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Sperr W. The CO₂ laser as an aid in direct pulp capping. J Endod. 1998;24(4):248-51.
3. Odabaş ME, Bodur H, Bariş E, Demir C. Clinical, radiographic, and histopathologic evaluation of Nd:YAG laser pulpotomy on human primary teeth. J Endod. 2007;33(4):415-21.
4. Westerman GH, Hicks MJ, Flaitz CM, Blankenau RJ, Powell GL, Berg JH. Argon laser irradiation in root surface caries: in vitro study examines laser's effects. J Am Dent Assoc. 1994;125(4):401-7.
5. Powell GL, Morton TH, Whisenant BK. Argon laser oral safety parameters for teeth. Lasers Surg Med. 1993;13(5):548-52.

6. Steiner-Oliveira C, Rodrigues LK, Soares LE, Martin AA, Zezell DM, Nobre-dos-Santos M. Chemical, morphological and thermal effects of 10.6-microm CO₂ laser on the inhibition of enamel demineralization. *Dent Mater J.* 2006;25(3):455-62.
7. Oho T, Morioka T. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res.* 1990;24(2):86-92.
8. Powell GL, Blankenau RJ. Laser curing of dental materials. *Dent Clin North Am.* 2000;44(4):923-30.
9. Apel C, Meister J, Schmitt N, Gräber HG, Gutknecht N. Calcium solubility of dental enamel following sub-ablative Er:YAG and Er:YSGG laser irradiation in vitro. *Lasers Surg Med.* 2002;30(5):337-41.
10. Apel C, Meister J, Götz H, Duschner H, Gutknecht N. Structural changes in human dental enamel after subablative erbium laser irradiation and its potential use for caries prevention. *Caries Res.* 2005;39(1):65-70.
11. Hennon DK, Stookey GK, Muhler JC. Prevalence and distribution of dental caries in preschool children. *J Am Dent Assoc.* 1969;79(6):1405-14.
12. Kathariya R, Pradeep AR. Split mouth de-epithelization techniques for gingival depigmentation: A case series and review of literature. *J Indian Soc Periodontol.* 2011;15(2):161-8.
13. Nakamura Y, Hossain M, Hirayama K, Matsumoto K. A clinical study on the removal of gingival melanin pigmentation with the CO₂ laser. *Lasers Surg Med.* 1999;25(2):140-7.
14. Lasers in periodontics. *J Periodontol.* 2002;73(10):1231-9.
15. Hadley J, Young DA, Eversole LR, Gornbein JA. A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. *J Am Dent Assoc.* 2000;131(6):777-85.
16. Yamamoto H, Sato K. Prevention of dental caries by acousto-optically Q-switched Nd: YAG laser irradiation. *J Dent Res.* 1980;59(2):137.
17. Fried D, Glena RE, Featherstone JD, Seka W. Permanent and transient changes in the reflectance of CO₂ laser-irradiated dental hard tissues at $\lambda = 9.3, 9.6, 10.3,$ and 10.6 microns and at fluences of 1-20 J/cm². *Lasers Surg Med.* 1997;20(1):22-31.
18. Gutknecht N, Apel C, Schäfer C, Lampert F. Microleakage of composite fillings in Er,Cr:YSGG laser-prepared class II cavities. *Lasers Surg Med.* 2001;28(4):371-4.
19. Jung YH, Cho BH, Nah KS, Kim HI, Kwon YH. Effect of diode-pumped solid state laser on polymerization shrinkage and color change in composite resins. *Lasers Med Sci.* 2010;25(3):339-43.
20. Jang CM, Seol HJ, Kim HI, Kwon YH. Effect of different blue light-curing systems on the polymerization of nanocomposite resins. *Photomed Laser Surg.* 2009;27(6):871-6.
21. Knezevic A, Ristic M, Demoli N, Tarle Z, Music S, Negovetic Mandic V. Composite photopolymerization with diode laser. *Oper Dent.* 2007;32(3):279-84.
22. Armengol V, Jean A, Enkel B, Assoumou M, Hamel H. Microleakage of class V composite restorations following Er:YAG and Nd:YAP laser irradiation compared to acid-etch: an In vitro study. *Lasers Med Sci.* 2002;17(2):93-100.
23. Olivi G, Genovese MD. Laser restorative dentistry in children and adolescents. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2011;12(2):68-78.
24. Dababneh RH, Khouri AT, Addy M. Dentine hypersensitivity - an enigma? A review of terminology, mechanisms, aetiology and management. *Br Dent J.* 1999;187(11):606-11; discussion 3.
25. Liu HC, Lin CP, Lan WH. Sealing depth of Nd:YAG laser on human dentinal tubules. *J Endod.* 1997;23(11):691-3.
26. Rochkind S, Nissan M, Barr-Nea L, Razon N, Schwartz M, Bartal A. Response of peripheral nerve to He-Ne laser: experimental studies. *Lasers Surg Med.* 1987;7(5):441-3.
27. Mezawa S, Iwata K, Naito K, Kamogawa H. The possible analgesic effect of soft-laser irradiation on heat nociceptors in the cat tongue. *Arch Oral Biol.* 1988;33(9):693-4.
28. Kantorowitz Z, Featherstone JD, Fried D. Caries prevention by CO₂ laser treatment: dependency on the number of pulses used. *J Am Dent Assoc.* 1998;129(5):585-91.
29. International collaborative research on fluoride. *J Dent Res.* 2000;79(4):893-904.

30. Tatevossian A. Fluoride in dental plaque and its effects. *J Dent Res.* 1990;69 Spec No:645-52; discussion 82-3.
31. Hein DK, Ploeger BJ, Hartup JK, Wagstaff RS, Palmer TM, Hansen LD. In-office vital tooth bleaching--what do lights add? *Compend Contin Educ Dent.* 2003;24(4a):340-52.
32. Carrasco TG, Carrasco-Guerisoli LD, Fröner IC. In vitro study of the pulp chamber temperature rise during light-activated bleaching. *J Appl Oral Sci.* 2008;16(5):355-9.
33. Sulieman M, Rees JS, Addy M. Surface and pulp chamber temperature rises during tooth bleaching using a diode laser: a study in vitro. *Br Dent J.* 2006;200(11):631-4; discussion 19.
34. Dostalova T, Jelinkova H, Housova D, Sulc J, Nemec M, Miyagi M, et al. Diode laser-activated bleaching. *Braz Dent J.* 2004;15 Spec No:Si3-8.
35. Marcondes M, Paranhos MP, Spohr AM, Mota EG, da Silva IN, Souto AA, et al. The influence of the Nd:YAG laser bleaching on physical and mechanical properties of the dental enamel. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;90(1):388-95.
36. Stabholz A, Sahar-Helft S, Moshonov J. Lasers in endodontics. *Dent Clin North Am.* 2004;48(4):809-32, vi.
37. Dang J, Wilder-Smith P, Peavy GM. Clinical preconditions and treatment modality: effects on pulp surgery outcome. *Lasers Surg Med.* 1998;22(1):25-9.
38. Hasheminia SM, Feizi G, Razavi SM, Feizianfard M, Gutknecht N, Mir M. A comparative study of three treatment methods of direct pulp capping in canine teeth of cats: a histologic evaluation. *Lasers Med Sci.* 2010;25(1):9-15.
39. Wilder-Smith P, Peavy GM, Nielsen D, Arrastia-Jitosho AM. CO2 laser treatment of traumatic pulpal exposures in dogs. *Lasers Surg Med.* 1997;21(5):432-7.
40. Fratkin RD, Kenny DJ, Johnston DH. Evaluation of a laser Doppler flowmeter to assess blood flow in human primary incisor teeth. *Pediatr Dent.* 1999;21(1):53-6.
41. Karayilmaz H, Kirzioğlu Z. Comparison of the reliability of laser Doppler flowmetry, pulse oximetry and electric pulp tester in assessing the pulp vitality of human teeth. *J Oral Rehabil.* 2011;38(5):340-7.
42. Bergmans L, Moisiadis P, Huybrechts B, Van Meerbeek B, Quirynen M, Lambrechts P. Effect of photo-activated disinfection on endodontic pathogens ex vivo. *Int Endod J.* 2008;41(3):227-39.
43. Folwaczny M, Mehl A, Jordan C, Hickel R. Antibacterial effects of pulsed Nd:YAG laser radiation at different energy settings in root canals. *J Endod.* 2002;28(1):24-9.
44. Gurbuz T, Ozdemir Y, Kara N, Zehir C, Kurudirek M. Evaluation of root canal dentin after Nd:YAG laser irradiation and treatment with five different irrigation solutions: a preliminary study. *J Endod.* 2008;34(3):318-21.
45. Berkiten M, Berkiten R, Okar I. Comparative evaluation of antibacterial effects of Nd:YAG laser irradiation in root canals and dentinal tubules. *J Endod.* 2000;26(5):268-70.
46. Yamazaki R, Goya C, Yu DG, Kimura Y, Matsumoto K. Effects of erbium,chromium:YSGG laser irradiation on root canal walls: a scanning electron microscopic and thermographic study. *J Endod.* 2001;27(1):9-12.
47. Faria MI, Souza-Gabriel AE, Marchesan MA, Sousa-Neto MD, Silva-Sousa YT. Ultrastructural evaluation of radicular dentin after Nd:YAG laser irradiation combined with different chemical substances. *Gen Dent.* 2008;56(7):641-6.
48. Passanezi E, Damante CA, de Rezende ML, Greggi SL. Lasers in periodontal therapy. *Periodontol 2000.* 2015;67(1):268-91.
49. Lomke MA. Clinical applications of dental lasers. *Gen Dent.* 2009;57(1):47-59.
50. Sarver DM, Yanosky M. Principles of cosmetic dentistry in orthodontics: part 2. Soft tissue laser technology and cosmetic gingival contouring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127(1):85-90.
51. Derikvand N, Chinipardaz Z, Ghasemi S, Chiniforush N. The Versatility of 980 nm Diode Laser in Dentistry: A Case Series. *J Lasers Med Sci.* 2016;7(3):205-8.

52. Pié-Sánchez J, España-Tost AJ, Arnabat-Domínguez J, Gay-Escoda C. Comparative study of upper lip frenectomy with the CO2 laser versus the Er, Cr:YSGG laser. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012;17(2):e228-32.
53. Suragimath G, Lohana MH, Varma S. A Split Mouth Randomized Clinical Comparative Study to Evaluate the Efficacy of Gingival Depigmentation Procedure Using Conventional Scalpel Technique or Diode Laser. *J Lasers Med Sci*. 2016;7(4):227-32.
54. Hicks MJ, Flaitz CM, Westerman GH, Blankenau RJ, Powell GL, Berg JH. Enamel caries initiation and progression following low fluence (energy) argon laser and fluoride treatment. *J Clin Pediatr Dent*. 1995;20(1):9-13.
55. Mathew A, Reddy NV, Sugumaran DK, Peter J, Shameer M, Dauravu LM. Acquired acid resistance of human enamel treated with laser (Er:YAG laser and Co2 laser) and acidulated phosphate fluoride treatment: An in vitro atomic emission spectrometry analysis. *Contemp Clin Dent*. 2013;4(2):170-5.
56. Anaraki SN, Serajzadeh M, Fekrazad R. Effects of laser-assisted fluoride therapy with a CO2 laser and Er, Cr:YSGG laser on enamel demineralization. *Pediatr Dent*. 2012;34(4):e92-6.
57. Takac S, Stojanović S. [Classification of laser irradiation and safety measures]. *Med Pregl*. 1998;51(9-10):415-8.

Bölüm 18

GEÇMİŞTEN GÜNÜMÜZE CAD/CAM MATERİYALLERİ

Lena ALMASIFAR¹

GİRİŞ

Çağdaş diş hekimliği entgre tedavileri desteklemenin yanısıra estetiği korumaktadır. Bu doğrultuda yeni materyaller oluşturarak sıkça tercih edilen materyallere çeşitli özellikler kazandırabilmekteyiz. Diş hekimliğinde devrim niteliğinde olan CAD/CAM sistemlerin en büyük avantajlarından biri öngörülebilir olması ve diğer özelliği kullanılan çeşitli materyalleri en kısa sürede hasta tedavisinde kullanılması olmuştur.

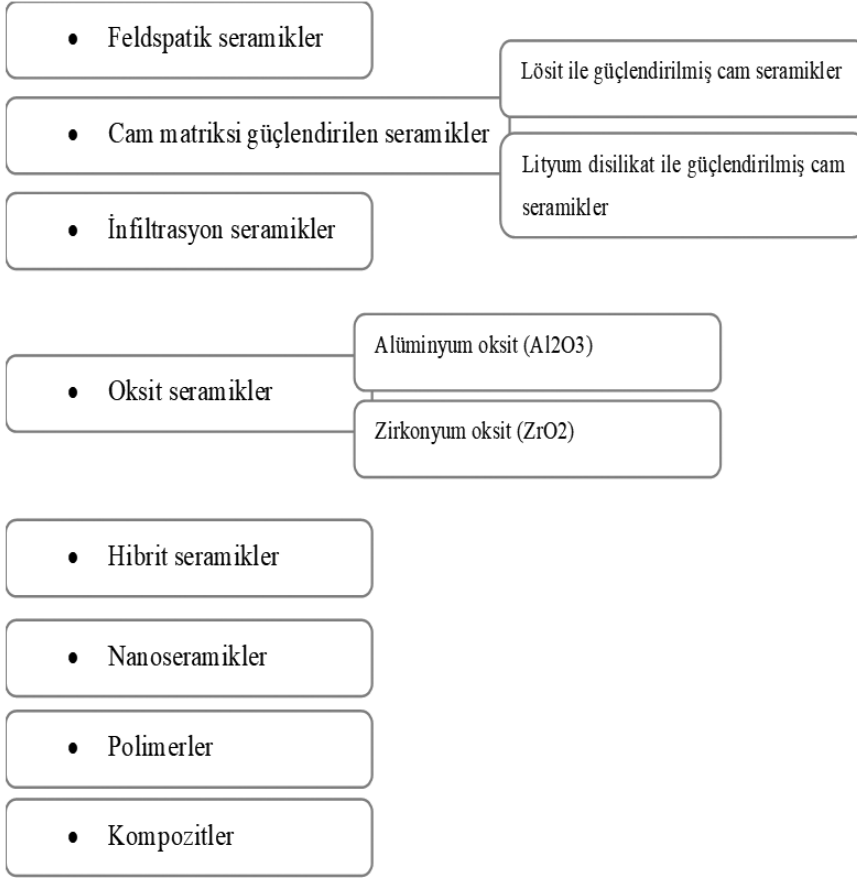
CAD/CAM (Computer Aided Design Computer Aided Manufacturing) sistemleri aktif olarak 1980'li yıllarda diş hekimliğinde kullanılmış ve 1983'te ilk CAD/CAM prototipi tanıtıma sunulmuştur. Cerec, Celay, DC-Zirkon, Procera ve Cicero, dijital dişhekimliğine hizmet eden sistemlerdir. Sistemlerin ana üretim mekanizmasında 3 boyutlu tarama sonrası, tasarımın gerçekleşmesi ve daha sonra yapının CAM cihazında üretilmesidir. CAD/CAM sistemlerinde sıkça tercih edilen ve tarama yapılan gün üretim yapabilen yöntem, Cerec sistemleridir. Hasta veya numuneden 3 boyutlu tarama yapıldıktan sonra CAD cihazında, tasarım ve isteğe bağlı herhangi oynama yapılabilir. Daha sonra veriler CAM cihazına transfer edilip ve üretim yapılır (1).

1. CAD/CAM SİSTEMLERİNDE KULLANILAN BLOKLARIN İÇERİĞİ

Dijital diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM blokları ana yapıları rezin içerikli seramik ve seramik olarak ikiye ayrılmaktadır. Her grubun kendi arasında farklı özellikler gösteren alt gruplara sahiptir. Grupların estetik ve translüsensi dereceleri bükülme dayanımları farklılıklar göstermektedir (2), (3) (Tablo 1).

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Restoratif Diş Tedavisi AD., Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara Medipol Üniversitesi, Ankara, Türkiye, lena.almasifar@ankaramedipol.edu.tr

Tablo 2.1. CAD/CAM blokların sınıflandırılması



1.1. Feldspatik Seramik Bloklar

Feldspatik seramik bloklar CAD/CAM sistemlerinde ilk kullanılan blok olarak bilinmektedir. Yapılarında %30 Cam matrisine sahiptir. Cam doldurucuları 3-4 µm alümina, silika ve madeni minerallerden oluşur ve kristallerinde kuartz, kaolin ve feldspat bulunmaktadır. 45-63 GPa elastisite modülü, 150 MPa Kırılma direnci ve tatmin edici estetik görünümü ön dişlerde kullanım endikasyonunu sağlamaktadır. Feldspat kristalleri seramik yapıların translüsentliğini arttırmaktadır. Bu materyaller yüksek (HT)/ düşük (LT) translüsensiye sahiptir. Ön bölgede tek üyelik lamina için endikasyonu bulunur, ancak çok üyeli arka bölgedeki protezler için endikasyonu bulunmamaktadır. Feldspat bloklar önceden sinterlenmiş olmalarından dolayı diğer bloklara göre frezlemeleri daha zor olmaktadır. Bloklar hastaya uygulanmadan cilalanabilir olması, Renk uyumu ve makyaj işlemleriye doğal diş görünümü sağlanabilmesi bu blokların avantajlarındandır.

Feldspat bloklar için örnek olarak : VITA Mark II, VITA TriLuxe, Vita TriLuxe forte, VITA Reallife (VITA, BadSäckingen, Almanya), Cerec Blocs (Sirona, NY, ABD) gösterilebilir (4) (şekil 1, 2).



Şekil 1, 2: Feldspatik Seramik Bloklar

1.2. Löstit ile Güçlendirilmiş Cam Seramik Bloklar

Bu grup, %40 oranda cam matrikse sahip ve bu matrikste, potasyum oksit, silisyum oksit ve alüminyum oksit bulundurulur. Ayrıca ana yapısını 1-5 µm çapında lösit kristalleri oluşturmaktadır. 62 GPa, elastik modülü ve 160 MPa bükülme dayanımı ile insan dişine benzer özelliklere sahiptir. Löstit kristalleri ile güçlendirilmiş seramiklerin yüksek dirençleri iki sistem ile açıklanmaktadır. Kristaller oluşan herhangi çatlığın ilerlemesi önler, ayrıca blokların soğuma süresi boyunca, lösit kristaller büzülerek cam matriksi bir arada tutmayı başararak mikro çatlakların oluşması ve ilerlemesini durdurur. Ön bölgede tek üyeli uygulamalarda tercih edilmektedir. Löstit ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar için örnek olarak: Empress.Pro.CAD, IPS.Empress CAD (Ivoclar-Vivadent AG) ve son zamanlarda yeni üyesi olarak, Paradigm C (3M ESPE, Seefeld, Almanya) eklenmiştir. Bu grubun blokları HT/ LT ve polikromatik olarak üç farklı translüsensite ile perslenmiş olarak üretilmektedir (5), (6), (7), (3) (şekil 3, 4).



Şekil 3, 4: Löstit ile Güçlendirilmiş Cam Seramik Bloklar

1.3. Lityum Disilikat Cam Seramikler

Lityum disikatlar lösitlere nazaran daha dayanıklı oldukları düşünülmektedir. Bunun nedeni ise kristal fazının daha fazla olmasıdır. Bloklarının içeriği %40 oranda yarı-stabilize lityum metasilikat barındırır. Bu blokların yapısı oldukça serttir ve bu nedenle frezlenme işlemine kolaylık sağlamak amaçlı yarı sinterlenmiş üretilir. Yapılarında %70 Lityum disilikata ilaveten üst yapılarında florapatit kristalleri kullanılmıştır. Florapatit yüzey blokları daha estetik kılmaktadır. Renk ve translü-sensi skalası geniştir, ancak tüm blokların rengi sinterlenme öncesi liladır. Milling sonrası 20 dakika olacak şekilde kristalizasyonunun tamamlanması için seramik fırında 850 °C sinterlenir. Bu sayede CAD/CAM yapının direci 130 MPa'dan 400 MPa kadar çıkar ancak bloklar %20 hacimsel olarak küçülür. CAD cihazında ta-sarım için materyal türü seçildiğinde sistem otomatik olarak hacimsel değişimi ayarlamaktadır. Lityum Disilikat Cam Seramikler için en iyi örnek: IPS e.max CAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) gösterilmektedir (5), (8, 9) (şekil 5).



Şekil 5: Lityum Disilikat Cam Seramik blok

1.4. Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Lityum Disilikat Seramikler

Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Lityum Disilikat Seramikler için en iyi örnek VitaSuprinity (VITA Zahnfabrik, BadSäckingen, Almanya), CeltraDuo (Dentsply, KT13 ONY, İngiltere) bloklardır. VitaSuprinity CAD/CAM blokları lityum disilikat kökenli seramiklerdir, ancak bu yapılar %8-12 zirkonyum eklenerek sinterizasyon sonrası kırılma dayanımı 210 MPa'dan 420 MPa'a kadar çıkabilir. Bu yapılar kolay frezlenebilir ve kırılma dayanımı lösit infiltre seramiklerden yüksek, lityum disilikatlar ile karşılaştırılabilir (2, 8),(10).

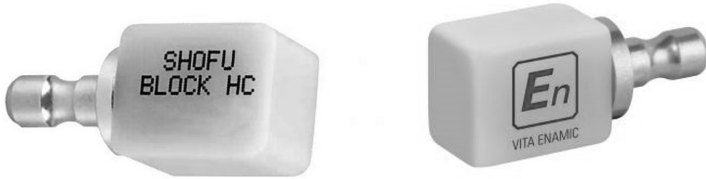
%10 zirkonyum dioksit içeren bir diğer blok CeltraDuo (Dentsply, KT13 0NY, İngiltere), lityum silikat kristalleri oldukça küçüktür (0,5- 0,7 μm). Zirkonyum oksit kristalleri içeren diğer bloklara nazaran translüsettir ve sinterlenmiş formu frezlenebilir olduğu için kısa zaman diliminde cıalanıp, hastaya teslim edilebilir (9) (şekil 6, 7).



Şekil 6, 7: Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Lityum Disilikat bloklar

1.5. Hibrit Seramik Bloklar

Seramik yapının polimer yapı ile bütünleşmiş halidir. Ayrıca polimer yapının yüzeyi modifiye polimetilmetakrilat ile işlenmiştir. Feldspatik ve cam seramik yapılarda karşılaşılan çatlaklar sorunu mevcut polimer ağ nedeniyle gözle görülmür ölçüde inhibe edilmiştir (polimer ağ oluşabilen stresleri absorbe eder). Hibrit seramiklerin optik özellikleri, yapılarında bulunan doldurucuların kimyasal içeriği ve partikül büyüklüğüne bağlıdır. Seramik oranları, yapılarının hacimce %75 oluşturmaktadır (11). Hibrit Seramik Bloklar için örnek olarak: Vita Enamic (VITA, BadSackingen, Almanya), Block HC (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) gösterilmektedir. Blokların organik kısmını TEGDMA (Trietilen glikol di- metakrilat) ve UDMA (Üretan dimetakrilat) monomerleri oluşturur. Ayrıca elastisite modülleri insan dişine yakın olduğu için, mininmal invaziv restorasyonlarda endikasyonları bulunmaktadır (şekil 8,9).



Şekil 8,9: Hibrit Seramik Bloklar

1.6. Nanoseramik CAD/CAM Bloklar

Nano seramik CAD/CAM blokların esas yapısını rezin matriks oluşturur. İçerik olarak, zirkonya (4-11 nm), silika nanomerleri (20 nm), rezin matriks ve silan nanomerlerine sahiptir. Silan nanomerleri rezin matriks ve diğer nanomerler arasında bağlantı sağlar (11). 10-20 GPa elastiklik modülüne sahip nanoseramik

CAD/CAM blokları, bu değer ile dentine en yakın materyaller olarak bilinirler. Bu sayede restorasyonun maruz kaldığı stresi daha fazla absorbe ederler. Sonuç olarak karşıt (antagonist) dişlerde meydana gelebilecek herhangi aşınma durumu, diğer yapıdaki CAD/CAM bloklara nazaran daha düşük olduğu bilinmektedir (Poticny and Klim, 2010). Kırılma dirençleri ise lityum disilikat grubuna yakın (204 MPa), lösit, feldspatik ve diğer seramik yapılardan daha yüksek olduğu düşünülmektedir (12).

Nanoseramik CAD/CAM Bloklara Lava, Ultimate (3M ESPE, Rüşchlikon, İsviçre), Cerasmart blokları (GC Corp., Tokyo, Japonya) örnek verilebilir. Lava Ultimate'in nanomer yapısını, %80 seramik oluşturmaktadır. Seramik yapı kendi içinde silika nanomerler ve zirkonya içerir. Diğer %20'sini ise kompozit nanomerler oluşturur. Nanomerler polimer matriks ağına infiltre edilerek CAD/CAM bloklar üretilmektedir.

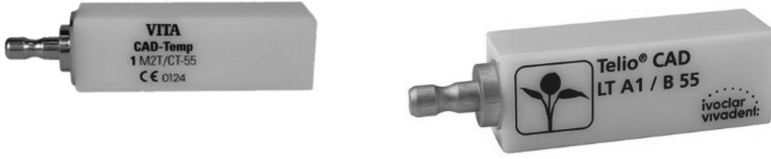
Lava Ultimate blokları, yüksek elastisite modülü, yüksek kırılma dayanımı, tamir yapılabilir ve kolay cilalanabilir olmasından dolayı hekimler tarafından sıkça tercih edilmektedir. Yapının seramik monomerlerinden dolayı tatmin edici estetiğe sahip olduğu diğer tercih nedenlerinden olarak gösterilir (13), (2). Cerasmart blokları, Lava Ultimate bloklardan farklı olarak daha fazla kompozit monomer (%29) içermektedir. Bu nedenle bu bloklara "Esnek nanoseramik" bloklar adı verilmektedir. Nanoseramik CAD/CAM Blokları glaze işlemine ihtiyaç duymaksızın, klinik şartlarında makyaj setleri ile yüzey özelliği ve polisaj kitlerle parlatma işlemleri firmanın önerdiği şekilde yapılabilir (14), (şekil 10, 11).



Şekil 10, 11: Nanoseramik CAD/CAM Bloklar

1.7. Polimer CAD/CAM Bloklar

Blokların polimer yapısını mikro doldurucu akrilatlar oluşturmaktadır. Telio CAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ve Vita CAD-Temp (VITA Zahnfabrik, BadSäckingen, Almanya) bu gruptan en çok tercih edilen bloklardır. İmplant üstü protezlerde geçici olarak tercih edilmektedir. (VITA Enamic Brochure. 10445E- 1217 (x.x) S- Version (01). VITA Zahnfabrik Available at: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-24970.html>), (şekil 12, 13).



Şekil 12, 13: Polimer CAD/CAM Bloklar

1.8. Kompozit Bloklar

Polimer kompozit yapıya sahip olan, Paradigm MZ100 (3M ESPE, Rüşchlikon, İsviçre), %85 zirkonyum-silika partikülleri içermektedir. Kompozit bloklar, hibrit kompozit olarak bilinirler ve ağız içi tamirlerde kullanım endikasyonları bulunmaktadır. Blokların partikül çapı 0,6 µm ve radyoopak özelliğine sahiplerdir (şekil 14).



Şekil 14: Kompozit Bloklar

KAYNAKLAR

1. Kimura H, Kawanaka M, Watanabe T, Takahashi J, Omura K, An H. [An approach to the dental CAD/CAM (Part 4). Fundamental CAD procedure for the data base]. Shika Zairyo Kikai. 1989;8(1):17-22.
2. Kilinc H, Turgut S. Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. J Prosthet Dent. 2018;120(1):107-13.
3. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. J Dent Res. 2018;97(10):1082-91.
4. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. J Mech Behav Biomed Mater. 2013;20:113-25.
5. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. Dent Mater. 2006;22(1):29-36.
6. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. J Am Dent Assoc. 2010;141 Suppl 2:10s-4s.
7. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. J Prosthet Dent. 2002;88(1):44-9.
8. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. Dent Clin North Am. 2002;46(2):405-26, viii.

9. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. J Prosthodont Res. 2014;58(4):208-16.
10. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. J Am Dent Assoc. 2006;137 Suppl:14s-21s.
11. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. Quintessence Int. 2005;36(2):105-13.
12. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. J Dent Res. 2014;93(12):1232-4.
13. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. Dent Clin North Am. 2004;48(2):viii, 531-44.
14. Kilinc H. T, S. Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. J Prosthet Dent. 2018;120:107-13.

Bölüm 19

GÜNCEL KAVİTE DEZENFEKSİYON MADDELERİ VE YÖNTEMLERİ

Seda Nur KARAKAŞ¹

GİRİŞ

Çağdaş diş hekimliği minimum müdahaleyle, doku kaybını ve hasta rahatsızlığını en aza indirmek için mevcut olan en az invaziv tedavi seçeneğine odaklanır. Günümüzde çürük ve çürükten etkilenmiş dokuların tümüyle temizlenmesini öneren geleneksel kavite preparasyonu prensipleri yerini yalnızca yumuşak ve etkilenmiş dentin tabakasının temizlenmesini öneren konservatif yaklaşımlara bırakmıştır. Histolojik ve bakteriyolojik çalışmalar, kavite hazırlığından sonra dişlerin sadece küçük bir bölümünün steril olduğunu göstermiştir¹. Anderson ve Charbeneau, dentin mine birleşiminin çürüğe atfedilebilecek tüm renklenmelerden temizlendiğinde ve bir araştırmacı tarafından sağlam olduğuna karar verildiğinde bile dişlerin %59'unda dentin-mine birleşiminde çürük görülmüştür². Çürüğün mekanik olarak temizlendiğinde kavite tabanından pulpaya doğru 0,1-2,4 mm uzaklıkta dahi mikroorganizmalar bulunmuştur³. Sadece mekanik temizlik yapılması mikroorganizmaların tamamıyla elimine edilmesi için yeterli olmamaktadır. Çeşitli çalışmalar, kavite preparasyonunda sonra kalan bakterilerin uzun süre canlı kalabildiğini göstermiştir^{4,5}. Bu kanıtlara dayanarak, bakteri aktivitesinden kaynaklanan potansiyel riskleri ortadan kaldırmak için kavite hazırlığından sonra antibakteriyel etkili kavite dezenfektanları kullanılması tavsiye edilmiştir^{1,2,4}.

Günümüzde kavite dezenfeksiyonunda; klorheksidin diğlukonat (CHX), sodyum hipoklorit (NaOCl), hidrojen peroksit (H₂O₂), benzalkolyum klorür, iyodin solüsyonları, florid, propolis, aloe vera, ozon, fotodinamik terapi (PDT), lazer gibi madde ve yöntemler kullanılmaktadır⁶.

KLORHEKSİDİN DİGLUKONAT (CHX)

Klorheksidin solüsyon, jel ve sprey gibi birçok formu bulunan geniş spektrumlu bir antibakteriyel ajandır. Klinik diş hekimliğinde en yaygın olarak kullanılan

¹ Öğr. Gör., Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AD., dtsedanur@gmail.com

kavite dezenfektan solüsyonlarından biridir. %2'lik CHX kavite dezenfeksiyonunda kullanılmaktadır ve kalan diş dokularında bulunan karyojenik mikrofloranın azaltılmasında etkili olduğu bulunmuştur⁷. CHX, bakteriyel kontaminasyonu gidermek için yaygın olarak kullanılır; hem Gram pozitif hem de Gram negatif mikroplara karşı geniş bir etki spektrumuna sahiptir, ancak Gram negatif bakterilere daha az etkilidir⁸. CHX, açıkta kalan çürük kök yüzeylerinde bulunan *S. mutans* seviyelerini düşürmede de etkilidir⁹. Bir katyonik ajan olan CHX (biguanid grubu; 4-klorofenil radikali), bütünlüğünü değiştirebilen anyonik bileşiklerle (Gram-negatif bakterilerde lipopolisakkarit ve Gram-pozitif bakterilerde teikoik asidin fosfat grupları) bakteri yüzeyinde bir bağ oluşturur. Sitoplazmik membran geçirgenliğindeki artış, sitoplazmik proteinlerin çökmesine, hücre metabolizmasına müdahaleye, hücresel ozmotik dengenin değişmesine neden olur, membran ATPaz'ın etkisini inhibe eder ve anaerobik süreci engelleyerek bakterileri yok eder¹⁰.

Antibakteriyel etkisi nedeniyle, restorasyonun yerleştirilmesinden önce kaviteye klorheksidin uygulanması önerilmiştir¹¹. Klorheksidin, konakçı kaynaklı matris metalloproteinazları (MMP'ler) proteolitik aktivitesini inhibe ederek dentin bağ gücünü koruduğu gösterilmiştir¹². Bununla birlikte, kavite dezenfektanı olarak kullanılan CHX, rezin-dentin kesme bağlanma gücü (SBS) üzerinde çelişkili sonuçlar göstermiştir. Sharma ve ark., dentin kompozit ara yüzünde mikrosızıntıyı azaltmak ve bağ bütünlüğünü korumak için CHX kullanımını önermiştir¹³. Buna karşılık, Tülünoğlu ve ark. çalışmalarında CHX'in zayıf bağlanma kuvvetine sahip kompozit rezin restorasyonların sızdırmazlık yeteneği üzerinde olumsuz bir etkisi olduğu gözlemlenmiştir¹⁴.

BENZALKONYUM KLORÜR

Benzalkonyum klorür bir kuaterner amonyum bileşiğidir ve gram pozitif ve bazı gram negatif bakterilere karşı bakterisittir, tüberkül basili ve spor oluşturan mikroplara karşı çok az veya hiç etkisi yoktur¹⁵. Benzalkonyum klorürün bakterilerin hücre duvarlarında bulunan fosfat gruplarına katyonik olarak bağlanarak etki göstermektedir. Benzalkonyum klorür lipoprotein ağırlıklı bakterilerin hücre duvarlarına bağlanır ve sitoplazmik membranın seçici geçirgenliğini bozarak bakterisidal etki gösterir¹⁶. Brännström ve Nyborg¹⁷, bir restorasyonun yerleştirilmesinden önce kavitelere benzalkonyum klorür ile muamele edildiğinde kavite duvarlarında hiçbir bakteri tespit edilmediğini ve pulpal reaksiyon gözlemlenmediğini bildirmiştir. Çalışmalar *S. mutans*, *S. salivarius*, *A. Viscosus*, *L. acidophilus* ve *S. aureus* gibi bakteriler üzerinde güçlü bir antibakteriyel etki göstermiştir ve restorasyon yerleştirilmeden önce kavite içerisinde kalan mikroorganizmaların eliminasyonu amacıyla kullanılabileceği bildirilmiştir^{15, 16, 18}.

HİDROJEN PEROKSİT

Hidrojen peroksit (H_2O_2), bakteri, maya, mantar, virüs ve sporlar gibi çok çeşitli organizmaları etkileyen aktif bir , antibakteriyel ajandır¹⁹. Antibakteriyel etkinliğin yanı sıra H_2O_2 'nin bir başka avantajı da temiz kavite duvarları oluşturmaya yardımcı olabilecek baloncuk hareketidir¹⁵. Antibakteriyel etkisini, bakterilerin DNA, protein, lipit gibi hücrel komponentlerine oluşturduğu serbest hidroksil ($OH\cdot$) radikalleri ile saldıran bir oksidan olarak gösterir. Düşük konsantrasyonlardaki H_2O_2 'e katalaz ya da diğer peroksidaz aktivitesi bulunan mikroorganizmalar direnç gösterebilirken¹⁹, yüksek konsantrasyonlardaki H_2O_2 'e direnç gösterememişlerdir²⁰.

SODYUM HİPOKLORİT

Sodyum hipoklorit ($NaOCl$) klinik uygulamada en yaygın kavite dezenfektanlarından biri olarak kullanılmaktadır. Sodyum hipoklorit bakteri, bakteriyofaj, virüs, maya ve sporlara karşı etkili olan geniş spektruma sahip antimikrobiyal bir ajandır²¹. $NaOCl$, iyi bilinen, spesifik olmayan bir proteolitik ajandır ve bu nedenle dentin yüzeylerindeki smear tabakasını ve kollajeni çıkarmak için $NaOCl$ kullanılır. %5.25' lik konsantrasyonunun S. mutans üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir²². $NaOCl$ 'nin antiseptik aktivitesi için mekanizmanın, bakteri gelişimi için gerekli olan enzim aktivitesinin inhibisyonu, membran ve DNA'ya zarar vermesi ve belki de membran taşıma kapasitesinde hasar olduğu düşünülmektedir²³.

Dentin içerisinde bulunan kollajenlere zarar verdiği ve adeziv sistemlerle bağlanmayı engelleyebildiği için bağlantı dayanımını azalttığından kavite dezenfektanı olarak kullanılmaması gerektiği bildirilmiştir^{23, 24}. Dentin yüzeyi içinde $NaOCl$ tarafından üretilen süperoksit radikallerinin kalıntılarının rezin monomerlerinin polimerizasyonunu engellediği iddia edilmiştir²⁵. Bonding işlemi öncesinde hazırlanan dentin üzerinde dezenfektan olarak kullanılan $NaOCl$ 'nin rolü araştırılmıştır²⁶. Dijken, güçlü olması nedeniyle bir dişin $NaOCl$ ile dezenfeksiyonundan sonra kabul edilebilir bağ dayanımı olan restorasyonların elde edildiğini göstermiştir²⁷. O zamandan beri $NaOCl$ 'nin dentin yüzeylerindeki bakterilere karşı etkisi de gösterilmiştir^{28, 29}.

İYODİN

Gram-pozitif ve Gram-negatif bakteriler üzerinde etkileri güçlüyken, funguslar, virüsler ve sporlu bakteriler üzerindeki etkileri zayıftır. Antimikrobiyal etkisini, oksidatif yolla bakterilerin hücre duvarındaki elektron transportunu bozmasıyla özellikle metionin, sistein gibi sülfürsüz amino asitlere, nükleotitlere saldırarak

ve bunun sonucunda bakteri hücrelerinin ölümüne neden olarak gösterir¹⁹. Antibakteriyel etkiden moleküler iyodin sorumluyken sulu çözeltisi stabil değildir. İyodin taşıyıcı ya da iyodin salan ajanlar (iyodofor) bu problemin üstesinden gelmek için geliştirilmiştir. Bu amaçla en çok kullanılanlar povidon iyodin ve poloksamer iyodindir. Yapılan birkaç çalışma, iyodin solüsyonlarının düz yüzeyde streptokok mutans, *L. acidophilus* ve *S. aureus* üzerine antibakteriyel etkinlik göstererek seviyelerini uzun süreler boyunca azaltabildiğini göstermiştir^{16, 20}.

OZON

Ozon, üç oksijen atomundan oluşan, enerji açısından zengin, oldukça kararsız bir oksijen şeklidir. Bakterilerin hücre duvarları ve sitoplazma zarlarının güçlü, hızlı bir oksitleyicisidir ve en iyi bakterisidal, antiviral ve antifungal ajanlardan biri olarak kabul edilir³⁰. Ozon, tıpta ve diş hekimliğinde kullanılabilen en güçlü antimikrobiyal ajanlardan biri olmuştur. ozon biyomolekülleri oksitleyerek karyojenik bakterilere yıkıcı etki eder ve böylece asidojenik bakterilerin elimine edilmesini sağlar. Asidojenik bakteriler tarafından üretilen piruvik asidi asetik aside dekarboksile ederek etkisiz hale getirebilmektedir³¹. Ozonun *S. mutans* üzerinde antibakteriyel etkisi olduğu bildirilmiştir^{32, 33}. Son yıllarda, ozon gazı tedavisi, çürüğe bağlı mikroorganizmaların düzeylerini azaltmayı amaçlayan alternatif bir non-invaziv tedavi olarak önerilmiştir. Bu terapi şekli bu nedenle diş hekimliğinde kavite dezenfeksiyonuna alternatif bir tedavi olabilir³⁰.

Schmidlin ve ark.³⁴, yüksek doz ozon uygulaması(2100 ppm) sırasında mine ve dentinde oksit kalıntılarının olsada makaslama bağ dayanımına etkisi olmadığını görmüştür. Böylece, kavite dezenfeksiyonu için ozon kullanıldıktan sonra adeziv bond ve restorasyonların uygulanabileceği sonucuna varmışlardır³⁴. Farklı bond sistemler ile yapılan çalışmalarında, ozon gazının adeziv bond sistemlerinin mine ve dentine bağlanma dayanımında hiçbir etkisi olmadığı bulunmuştur^{35, 36}. Karakaş ve Küden ozon gazının güçlendirilmiş cam iyonomer simanların mikrosızıntısını etkilemediği ve dişlerde bir renk değişikliğine neden olmadığı sonucunu bildirmişlerdir³⁷.

LAZERLER

Lazer tedavisi, oral bakterilere karşı etkili olan bir dezenfeksiyon sistemidir. Bir lazerin antibakteriyel etkisi, termal etkileri ve foto-bozulması ile ilişkilidir. Lazer smear tabakasını yok ederek bakteri yükünü azaltır, sekonder çürükleri en aza indirir ve bağ gücünü artırır³⁸. Lazerlerin antibakteriyel etkisi; lazer enerjisi, hücrenin su içeriği ve hacmi, hücre duvarının sağlamlığı, absorpsiyon özellikleri, bakterilerin dentin tübülleriindeki hareketi gibi birçok faktöre bağlıdır. İyi bilinen

antibakteriyel etkisine rağmen, kavite dezenfeksiyonu için lazerlerin kullanımına ilişkin çalışmalar sınırlıdır. *S. mutans*ların 1050- 1150 µm derinlikteki derin dentinde de var olduğu bildirilmiştir³⁹. 500µm kalınlığındaki bir dentinde 5-7 W aralığında diyet lazer uygulandığında mikroorganizmaların % 90,8³-97,7 oranında yok edilebildiği gösterilmiştir⁴⁰.

Lazerlerin restoratif diş hekimliğinde kullanımı, sadece daha konservatif preparasyonlar ürettikleri için değil, aynı zamanda diş yapılarına yeterli bağlanma kuvveti sağladıkları için popüler hale gelmiştir. Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan lazerler Argon, Diyet, CO₂, Nd:YAG, Erbiyum Kromiyum: Yttrium Alüminyum Garnet (Er:YAG), Erbiyum Kromiyum: Yttriyum Skandiyum Galyum Garnet (Er,Cr:YSGG) lazerlerdir . Ayrıca kavite dezenfeksiyonu için en yaygın olarak Er:YAG, Diode ve Nd:YAG lazerler tercih edilmektedir²².

Diyet lazerler; yüksek güce sahip olmayan yumuşak lazerler arasında yer alan, yüksek elektrik ve optik özellikleri ve düşük maliyetleri nedeniyle diş hekimliğinde tercih edilen lazerler arasında yer alır. Diode lazer, çok sayıda dental prosedür için kullanılabilir, ağırlıklı olarak pulpotomi, frenektomi, gingivektomi gibi yumuşak doku prosedürleri⁴¹, ve kök kanal dezenfeksiyonu ve diş beyazlatma gibi bazı sert doku prosedürlerinde kullanılır⁴². Diode lazerin, *S. mutans* ve *L.bacilli* ve diğer fakültatif anaeroblara karşı da eşit derecede etkili olduğu gözlemlendi. Diyet lazerin antibakteriyel etkinliğinde yer alan temel mekanizmalar, termal ve foto-bozucu etkileri içerir⁴³. Diyet lazerin kök kanal dezenfeksiyonunda uygulanması, enfekte olmuş kök kanallarındaki mikrobiyal yükün, kimyasal dezenfektanlarınkinden daha etkili bir şekilde azaltılmasında umut verici sonuçlar göstermiştir⁴⁴. Diyet lazerlerin dokulara absorpsiyon oranları mine %5, dentin %30, çürük dokusu %35, yumuşak doku ve kan %60 ve yanıt oranları mine %15, dentin %20, çürük dokusu %3 ve yumuşak doku/kan %20'dir ⁴⁵.

Erbium lazerlerin kullanımı son yıllarda popülerlik kazanmıştır. En popüler lazer türlerinden biri olan, suyun absorpsiyon zirvesine denk gelen 2.780 nm dalga boyunda enerji yayan ve mine ve dentin dahil tüm biyolojik dokular tarafından iyi emilen Er,Cr:YSGG lazerdir⁴⁶. Erbiyum grubu lazerlerin dalga boyları bakteri hücrelerinde bakterisidal etki gösterdiği için kavite dezenfeksiyonunda ve kök kanal tedavisinde bu etkiden faydalanılır. Yakın tarihli bir çalışmada, Er,Cr:YSGG lazer tedavisinin antimikrobiyal etkisinin, 60 saniye boyunca 2 W'da uygulandığında %5 NaOCl'ninki kadar iyi olduğu bulunmuştur⁴⁷. Çürük temizleme, kavite hazırlama, diş sert dokularının kondisyonlanması ve ayrıca sterilizasyon için kullanılabilirler. Er,Cr:YSGG lazerin kanal içi bakteri sayısını azaltmadaki antibakteriyel etkisi bir dizi çalışmada araştırılmıştır⁴⁷⁻⁴⁹. Türkün ve ark. Er,Cr:YSGG lazerin *S.mutans*'a karşı antibakteriyel aktivitesinin , test edilen CHX glukonat bazlı

kavite dezenfektanınıninkine benzer olduğunu gösterdi ⁴⁹. Er,Cr:YSGG lazer kavite dezenfektanı olarak kullanıldığında, total-etch ile self-etch adeziv sistemleri arasında sızıntı skorlarında fark gözlenmedi⁵⁰. Çelik ve ark.²² kavite dezenfeksiyon prosedürü olarak lazer ışınlamasının, total-etch ve self-etch adeziv sistemlerinin bağ gücünü artırabileceği sonucuna varmışlardır.

FOTODİNAMİK TERAPİ (PDT)

Fotodinamik terapi (PDT, foto radyasyon tedavisi, fototerapi veya foto kemoterapi olarak da adlandırılır), 1960'lardan bu yana çeşitli tıbbi uzmanlıklarda hızla gelişen ve "hücrelerin, mikroorganizmaların veya moleküllerin ışıkla inaktivasyonu" olarak tanımlanan yeni bir tedavi yöntemidir. Son zamanlarda kaviteleri dezenfekte etmek için fotodinamik terapinin kullanımına başlanmıştır. PDT'nin derin çürük lezyonlarının restoratif tedavisi sırasında mikrobiyal yükü azaltmada etkili olduğu gösterildi⁵¹.

PDT'de, ilgili alana fotosensitörler (PS'ler) uygulanır ve serbest oksijen radikalleri üretmek ve karyojenik mikroorganizmaları ortadan kaldırmak için görünür bir ışıkla ışınlanır. PDT'de, Gram pozitif ve Gram negatif bakterilerin sitoplazmik membranı ve DNA'sı hasar görür ve metabolik reaksiyonlar geri dönüşümsüz olarak bozulur, bu da apoptoza veya programlanmış hücre ölümüne yol açar⁵². PDT'de, hazırlanan kaviteye PS'ler uygulanır ve oksijen varlığında belirli bir dalga boyunda (kullanılan PS tipine göre belirlenir) görünür bir ışıkla ışınlanır. Bu süreç, reaktif oksijen türlerinin ve oksijen serbest radikallerinin oluşumuna yol açar. Böylece bakteri/mantar hücre zarının geri dönüşü olmayan oksidasyon süreciyle parçalanmasına neden olur. PDT için PS'nin üç bileşeni, ışık kaynağı ve oksijen molekülleri gereklidir ve reaktif oksijen türleri ve oksijen serbest radikalleri bu işlemin ürünleridir. PDT'nin sonucu, kullanılan PS tipine ve konsantrasyonuna bağlıdır. En iyi etkinliği elde etmek için, seçilen PS'nin karyojenik bakteriler üzerinde en yüksek etkiye ve konak hücreler üzerinde en az etkiye sahip olması gerekir. Ayrıca minimum mutajenik ve sitotoksik etkilere sahip olmalı ve dirençli türlerin ortaya çıkma riski düşük olmalıdır⁵³. Fotosensitörlerin rolü, PDT'nin bakterisidal sonucu için büyük önem taşımaktadır. Literatürde bulunan ana ışığa duyarlılaştırıcılar şunlardır⁵⁴:

- hematoporfirin türevleri (620-650 nm),
- toluidin mavisi ve metilen mavisi gibi fenotiyazin (620-700 nm),
- siyanin (600-805 nm),
- fitoterapik ajanlar (550-700 nm),
- fitalosiyeninler (660-700 nm)

Doğal ve sentetik moleküllerin oksidasyonu metilen mavisi (MB), diş hekimliği ve tıp alanlarında foto-hassasiyet için yaygın olarak kullanılmaktadır⁵⁵.

Aktive edici ışık çoğunlukla lazerler veya bazı durumlarda ark lambaları veya floresan ışık kaynakları tarafından üretilir. Lazerler, PDT’de kullanılan en çok tercih edilen ışık kaynaklarıdır. PDT’de kullanılan lazer ışığı, uygun miktarda ışık sağlamak için bir fiber optik aracılığıyla yönlendirilebilir. 630 ve 800 nanometre (nm) arasındaki dalga boylarındaki ışık fotonlarının çoğu, foton detektöründeki giriş ve çıkış arasında yüzey dokusu boyunca yol alır⁵⁶. Fotosensitörü aktive etmek için yüksek seviyeli enerjili lazer ışınması kullanılmaz çünkü nispeten düşük seviyeli maruz kalma yüksek bakterisit etki yaratır⁵⁷. Işık yayan diyotlar (LED) gibi lazer olmayan kaynaklar, ucuz, esnek ve hafif özellikleri nedeniyle son zamanlarda PDT’de kullanılmaktadır⁵⁷.

Genel olarak PDT , çürük lezyonlarından en sık izole edilen anaerobik Gram pozitif bakteriler olan *L. acidophilus* ve *S. mutans*’ın eliminasyonu için uygun görünmektedir . Bu bakteri türleri aerobik koşulları tolere edebilir ve reaktif oksijen türlerinin ve serbest oksijen radikallerinin aktivitesi ile elimine edilir⁵⁸. Mendez ve ark.⁵⁹ , metilen mavisi aracılı PDT’nin mikroorganizmaların canlılığını, biyofilmlerin canlılığını ve dentin çürüğü asidojenitesini etkili bir şekilde azalttığını gösterdi.

PDT’nin etki mekanizması ve serbest oksijen türlerinin oluşumu göz önüne alındığında, oksijen radikallerinin bağlanma süreci ile etkileşimi ve diş-adeziv ara yüzeyinde rezin etiketlerinin oluşumu (işlem sırasında üretilen serbest radikallerin etkisine benzer şekilde) ile ilgili bir endişe vardır. Ayrıca, serbest oksijen radikalleri adezivin solvent (aseton veya alkol) ile reaksiyona girebilir ve marjinal bağlantının kalitesini olumsuz etkileyebilir. Çalışmalarda fotosensitörlerdeki oksijen miktarının polimerizasyon sürecine müdahale edemeyecek kadar düşük olduğu ve dolayısıyla mikrosızıntıyı artırmadığı sonucuna varılmıştır^{37, 60}.

PROPOLİS

Propolis, arıların kovanlarını kapatmak için kullandıkları karmaşık bir madde karışımıdır. Arılar, çiçeklerden, yapraklardan ve saplardan maddeleri toplar, ardından propolis üretir ve kovanlarına bırakır. Bu karışım vitaminler, mineral tuzlar, flavonoidler, yağ asitleri, aromatik asitler ve esterler gibi fenolik bileşikler, %30 mumlar, %5 polen, %4-15 uçucu maddeler ve %13 bilinmeyen maddeler içeren bir reçine içerir⁵⁰. Propolis, antiinflamatuvar, antiseptik, iyileştirici ve antimikrobiyal özellikleri nedeniyle tıpta ve diş hekimliğinde kullanılmaktadır⁶¹. Diş hekimliğinde kök kanal dezenfektanı, direkt pulpa kapama ajanı, ağız gargarası ve periodontal hastalıkların yönetiminde denenmiştir⁶²⁻⁶⁴. Propolisin antimikrobi-

yal, antioksidan ve antitümör aktiviteleri gibi biyolojik aktivitelerinin çoğundan flavonoidlerin varlığı sorumludur⁶⁵. Çeşitli çalışmalar, Propolis'in *S. mutans*'a , *Lactobacilli* ve diğer karyojenik mikroorganizmalara karşı bakterisidal etkilerini göstermiştir^{43, 66, 67}. Awawdeh ve ark.⁶⁸ propolisin (%30) *Enterococcus faecalis*'i hızla ortadan kaldırmada kanal içi bir ilaç olarak çok etkili olduğunu buldu . Propolis ile kavite dezenfeksiyonu olarak kullanılan çalışmada, dentin üzerinde kontrol grubuna göre daha yüksek sızıntı görülmesi reçin artıklarıyla ilişkilendirilmiştir

50.

ALOE VERA

Aloe barbadensis bitkisi (*A. vera*), güçlü antibakteriyel, antifungal ve antiviral özelliklere sahip berrak bir viskoz jel ile doldurulmuş, yeşil hançer şeklinde etli, dikenli ve kenarlı yaprakları olan, kaktüse benzeyen kısa, sulu bir bitkidir^{69, 70}. Aloin ve aloe emodin aloe bitkilerindeki başlıca antrikininonlardır ve bunlar bakteri hücrelerinden protein sentezini engelleyerek antimikrobiyal aktivitelerini sağlamaktadır⁷¹. Fani ve Koanteb, A. vera jelinin optimum konsantrasyonda diş çürüklerini ve periodontal hastalıkları önlemede antiseptik olarak kullanılabileceğini öne sürmüşlerdir⁷². Aloe. Vera ile kavite dezenfeksiyonundan sonra bakteri sayılarında önemli bir azalma olduğu bildirilmiştir⁷³.

FLUORİD

Florürlerin antimikrobiyal aktivitesinin olası mekanizmaları arasında, florürün hücreler tarafından proton alımını artırması ve oral bakterilerin asidik ortamda büyüme ve metabolize olma toleransında bir azalma ile sonuçlanması yer alırken, diğer mekanizma, glikolizin inhibisyonudur^{43, 74}. Florür bu önleyici etkiyi, polisakkaritlerin bakteri hücreleri tarafından alınmasına ve bozulmasına müdahale ederek ve ayrıca hücrenin homeostazı koruma yeteneğini azaltarak gösterir. Florür ayrıca sakkarolitik mikroorganizmaların metabolik aktivitesini düzenleyen enzim sistemlerine, yani enolaz ve aktif proton taşıma ATPaz sistemlerine müdahale eder. Bu, sakkarolitik mikroorganizmaların metabolik aktivitesinde önemli bir azalma ile sonuçlanır^{43, 74}. Florürler ayrıca etkilenen dentini yeniden mineralize etme avantajına sahiptir. CHX, propolis ve diod lazere göre florür jelinin kavite dezenfeksiyonunda en az etkili olduğu bulundu⁴³.

SONUÇ

Antibakteriyel etkili kavite dezenfektanları, sekonder çürüğe, postoperatif duyarlılığa ve restorasyonun başarısızlığına neden olabilen bakteri kalıntılarının yok edilmesine sağlayabilir. Çoğu kavite dezenfektanları antibakteriyel özelliğe sahip

olsada restoratif tedavi üzerindeki etkileri diş hekimleri ve araştırmacıları için büyük bir endişe kaynağı olmuştur. Kavite dezenfektanı seçerken restoratif materyallerin diş dokularına olan bağlanma dayanımına ve mikrosızıntısına da olumsuz etkisinin olup olmadığının da bilinmesi gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Brännström M. The cause of postrestorative sensitivity and its prevention. *Journal of Endodontics*, 1986; 12(10): 475-481.
2. Anderson MH, Charbeneau GT. A comparison of digital and optical criteria for detecting carious dentin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1985; 53(5): 643-646.
3. Boston D, Graver H. Histobacteriological analysis of acid red dye-stainable dentin found beneath intact amalgam restorations. *Operative dentistry*, 1994; 19: 65-65.
4. Meiers J, Kresin J. Cavity disinfectants and dentin bonding. *Operative dentistry*, 1996; 21: 153-159.
5. Leung RL, Loesche WJ, Charbeneau GT. Effect of Dycal on bacteria in deep carious lesions. *Journal of the American Dental Association*, 1980; 100(2):193-197.
6. Arslan İ, Baygın Ö. Çocuk Diş Hekimliğinde Kullanılan Kavite Dezenfeksiyon Yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2019; 29(1):124-132.
7. Ersin NK, Uzel A, Aykut A, et al. Inhibition of cultivable bacteria by chlorhexidine treatment of dentin lesions treated with the ART technique. *Caries research*, 2006; 40(2):172-177.
8. Christensen GJ. Preventing postoperative tooth sensitivity in class I, II and V restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 2002; 133(2):229-231.
9. Fure S, Emilson C. Effect of chlorhexidine gel treatment supplemented with chlorhexidine varnish and resin on mutans streptococci and Actinomyces on root surfaces. *Caries research*, 1990; 24(4):242-247.
10. Gupta J, Thomas MS, Radhakrishna M et al. Effect of silver diamine fluoride-potassium iodide and 2% chlorhexidine gluconate cavity cleansers on the bond strength and microleakage of resin-modified glass ionomer cement. *Journal of conservative dentistry*, 2019; 22(2):201-206.
11. Sobral M, Garone-Netto N, Luz M, et al. Prevention of postoperative tooth sensitivity: a preliminary clinical trial. *Journal of oral rehabilitation*, 2005; 32(9): 661-668.
12. Hebling J, Pashley DH, Tjäderhane L, et al. Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. *Journal of dental research*, 2005; 84(8):741-746.
13. Sharma V, Nainan MT, Shivanna V, The effect of cavity disinfectants on the sealing ability of dentin bonding system: An in vitro study. *Journal of conservative dentistry*, 2009; 12(3):109-113.
14. Tülünoğlu O, Ayhan H, Ölmez A, et al. The effect of cavity disinfectants on microleakage in dentin bonding systems. *The Journal of clinical pediatric dentistry*, 1998; 22(4): 299-305.
15. Türkün M, Türkün L, Ergücü Z, et al. Is an antibacterial adhesive system more effective than cavity disinfectants? *American journal of dentistry*, 2006; 19(3):166-170.
16. Dinç G. Kavite dezenfektanlarının antibakteriyel özellikleri, bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı üzerine etkileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012;6:66-75.
17. Brännström M and Nyborg H. Pulpal reaction to polycarboxylate and zinc phosphate cements used with inlays in deep cavity preparations. *Journal of the American Dental Association*, 1977; 94(2): 308-310.
18. Özel E, Yurdağülen H, Say CE, et al. Fosforik asit ve dezenfektan solüsyonların Streptococcus mutans'a karşı antibakteriyel etkisinin saptanması. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 2005; 29(4): 8-14.
19. Block, SS, *Disinfection, sterilization, and preservation*. 2001: Lippincott Williams & Wilkins.
20. Türkün M, Türkün L, Ates M. Antibacterial activity of cavity disinfectants. *Balk J Stom*, 2004; 8(3): 214-219.

21. Rutala WA, Weber DJ. Uses of inorganic hypochlorite (bleach) in health-care facilities. *Clinical microbiology reviews*, 1997; 10(4): 597-610.
22. Çelik Ç, Özel Y, Bağış B, et al. Effect of laser irradiation and cavity disinfectant application on the microtensile bond strength of different adhesive systems. *Photomedicine and laser surgery*, 2010; 28(2): 267-272.
23. Perdigão J, Lopes M, Geraldeli S, et al. Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding. *Dental Materials*, 2000; 16(5):311-323.
24. Pappas M, Burns DR, Moon PC, et al. Influence of a 3-step tooth disinfection procedure on dentin bond strength. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2005; 93(6): 545-550.
25. Arslan, S, Yazici, AR, Görücü, J, et al. Effects of different cavity disinfectants on shear bond strength of a silorane-based resin composite. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 2011; 12(4):279-286.
26. Prasansuttiporn T, Nakajima M, Foxton RM, et al. Scrubbing effect of self-etching adhesives on bond strength to NaOCl-treated dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2012; 14(2): 121-127.
27. van Dijken JW. The effect of cavity pretreatment procedures on dentin bonding: a four-year clinical evaluation. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1990; 64(2): 148-152.
28. Cha H-S, Shin D-H, Antibacterial capacity of cavity disinfectants against *Streptococcus mutans* and their effects on shear bond strength of a self-etch adhesive. *Dental materials journal*, 2016; 35(1): 147-152.
29. Botelho MG, The antimicrobial activity of a dentin conditioner combined with antibacterial agents. *Operative Dentistry*, 2005; 30(1): 75-82.
30. Bocci VA. Scientific and medical aspects of ozone therapy. State of the art. *Archives of medical research*, 2006; 37(4): 425-435.
31. Holmes J, Lynch E. Evidenced based research into ozone treatment in dentistry. *An overview. Ozone: the revolution in dentistry*, 2004:73-115.
32. Baysan A, Whiley R, Lynch E. Antimicrobial effect of a novel ozone-generating device on micro-organisms associated with primary root carious lesions in vitro. *Caries research*, 2000; 34(6):498-501.
33. Baysan A, Lynch E, Effect of ozone on the oral microbiota and clinical severity of primary root caries. *American journal of dentistry*, 2004; 17(1):56-60.
34. Schmidlin PR, Zimmermann J, Bindl A. Effect of ozone on enamel and dentin bond strength. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2005; 7(1):29-32.
35. Magni E, Ferrari M, Papacchini F, et al. Influence of ozone application on the repair strength of silorane-based and ormocer-based composites. *American journal of dentistry*, 2010; 23(5): 260-264.
36. Cadenaro M, Delise C, Antonioli F, et al. Enamel and dentin bond strength following gaseous ozone application. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2009; 11(4):287-292.
37. Karakaş SN and Küden C, Comparative Evaluation of Cavities Disinfected with Ozone Gas and Photodynamic Therapy and Restored with Two Different Reinforced Glass Ionomer Cements on Microleakage and Color Change. *Ozone: Science & Engineering*, 2021: 1-10.
38. Alkhudhairy F, Vohra F, Naseem M, et al. Adhesive bond integrity of dentin conditioned by photobiomodulation and bonded to bioactive restorative material. *Photodiagnosis and photodynamic therapy*, 2019; 28: 110-113.
39. Kouchi Y, Ninomiya J, Yasuda H, et al. Location of *Streptococcus mutans* in the dentinal tubules of open infected root canals. *Journal of dental research*, 1980; 59(12): 2038-2046.
40. Lee BS, Lin YW, Chia JS, et al. Bactericidal effects of diode laser on *Streptococcus mutans* after irradiation through different thickness of dentin. *Lasers in Surgery and Medicine: The Official Journal of the American Society for Laser Medicine and Surgery*, 2006; 38(1): 62-69.
41. Maturo P, Perugia C, Docimo R. Versatility of an 810 nm diode laser in pediatric dentistry. 2013.
42. Pirnat S. Versatility of an 810 nm diode laser in dentistry: An overview. *J Laser Health Acad*, 2007; 4(2): 1-9.

43. Mohan PU, Uloopi K, Vinay C, et al. In vivo comparison of cavity disinfection efficacy with APF gel, Propolis, Diode Laser, and 2% chlorhexidine in primary teeth. *Contemporary clinical dentistry*, 2016; 7(1): 45-50.
44. Gutknecht N, Alt T, Slaus G, et al. A Clinical Comparison of the Bactericidal Effect of the Diode Laser and 5% Sodium Hypochlorite in Necrotic Root Canals. *Journal of Oral Laser Applications*, 2002; 2(3):151-157.
45. Yukna RA. Lasers in periodontal therapy. *Today's FDA: official monthly journal of the Florida Dental Association*, 2011; 23(3): 40-41.
46. Fried D, Ashouri N, Breunig T, et al. Mechanism of water augmentation during IR laser ablation of dental enamel. *Lasers in surgery and medicine*, 2002; 31(3): 186-193.
47. Arnabat J, Escribano C, Fenosa A, et al. Bactericidal activity of erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser in root canals. *Lasers in medical science*, 2010; 25(6): 805-810.
48. Eldeniz A, Ozer F, Hadimli H, et al. Bactericidal efficacy of Er, Cr: YSGG laser irradiation against *Enterococcus faecalis* compared with NaOCl irrigation: an ex vivo pilot study. *International endodontic journal*, 2007; 40(2): 112-119.
49. Tükün M, Türkün LS, Celik EU, et al. Bactericidal effect of Er, Cr: YSGG laser on *Streptococcus mutans*. *Dental materials journal*, 2006; 25(1): 81-86.
50. Arslan S, Yazici AR, Görücü J, et al. Comparison of the effects of Er, Cr: YSGG laser and different cavity disinfection agents on microleakage of current adhesives. *Lasers in medical science*, 2012; 27(4):805-811.
51. Cieplik F, Buchalla W, Hellwig E, et al. Antimicrobial photodynamic therapy as an adjunct for treatment of deep carious lesions—a systematic review. *Photodiagnosis and photodynamic therapy*, 2017; 18: 54-62.
52. Nagata JY, Hioka N, Kimura E, et al. Antibacterial photodynamic therapy for dental caries: evaluation of the photosensitizers used and light source properties. *Photodiagnosis and photodynamic therapy*, 2012; 9(2): 122-131.
53. Paschoal MA, Lin M, Santos-Pinto L, et al. Photodynamic antimicrobial chemotherapy on *Streptococcus mutans* using curcumin and toluidine blue activated by a novel LED device. *Lasers in medical science*, 2015; 30(2): 885-890.
54. Konopka K and Goslinski T, Photodynamic therapy in dentistry. *Journal of dental research*, 2007; 86(8):694-707.
55. Vohra F, Bukhari IA, Sheikh SA, et al. Photodynamic activation of irrigation (using different laser prototypes) on push out bond strength of fiber posts. *Photodiagnosis and photodynamic therapy*, 2020; 30: 101716.
56. Gursoy H, Ozcakil-Tomruk C, Tanalp J, et al. Photodynamic therapy in dentistry: a literature review. *Clinical oral investigations*, 2013; 17(4): 1113-1125.
57. Takasaki A, Mizutani K, Schwarz F. *Application of antimicrobial photodynamic therapy in periodontal and periimplant diseases*. *Periodontol*, 2009;51: 109-140.
58. Araújo NC, Fontana CR, Bagnato VS, et al. Photodynamic effects of curcumin against cariogenic pathogens. *Photomedicine and laser surgery*, 2012; 30(7): 393-399.
59. Méndez DAC, Gutierrez E, Dionísio EJ, et al. Effect of methylene blue-mediated antimicrobial photodynamic therapy on dentin caries microcosms. *Lasers in medical science*, 2018; 33(3):479-487.
60. Madani L, Sarkisians E, Kiomarsi N, et al. Effect of antimicrobial photodynamic therapy on microleakage of class cavities restored with composite resin. *Photodiagnosis and photodynamic therapy*, 2018; 23:78-82.
61. Mori GG, Nunes DC, Castilho LR, et al. Propolis as storage media for avulsed teeth: microscopic and morphometric analysis in rats. *Dental Traumatology*, 2010; 26(1):80-85.
62. Verma MK, Pandey RK, Khanna R, et al. The antimicrobial effectiveness of 25% propolis extract in root canal irrigation of primary teeth. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 2014; 32(2):120-124.

63. Parolia A, Kundabala M, Rao N, et al. A comparative histological analysis of human pulp following direct pulp capping with Propolis, mineral trioxide aggregate and Dycal. *Australian dental journal*, 2010; 55(1): 59-64.
64. Gebaraa E, Pustiglioni AN, De Lima L, et al. Propolis extract as an adjuvant to periodontal treatment. *Oral Health Prev Dent*, 2003; 1(1):29-35.
65. Burdock G. Review of the biological properties and toxicity of bee propolis (propolis). *Food and Chemical toxicology*, 1998; 36(4): 347-363.
66. Libério SA, Pereira ALA, Araújo MJA, et al. The potential use of propolis as a cariostatic agent and its actions on mutans group streptococci. *Journal of ethnopharmacology*, 2009; 125(1): 1-9.
67. Hegde KS, Bhat SS, Rao A, et al. Effect of Propolis on Streptococcus mutans counts: an in vivo study. *International journal of clinical pediatric dentistry*, 2013; 6(1): 22-25.
68. Awawdeh L, AL-Beitawi M, Hammad M. Effectiveness of propolis and calcium hydroxide as a short-term intracanal medicament against Enterococcus faecalis: A laboratory study. *Australian Endodontic Journal*, 2009; 35(2): 52-58.
69. Ramasubramanian T, Sivakumar V, Thirumalai A. Antimicrobial activity of Aloe vera (L.) Burm. f. against pathogenic microorganisms. *J Bio Sci Res*, 2010; 4: 251-8.
70. Arunkumar S, Muthuselvam M. Analysis of phytochemical constituents and antimicrobial activities of Aloe vera L. against clinical pathogens. *World Journal of Agricultural Sciences*, 2009; 5(5): 572-576.
71. Somboonwong J, Thanamitramanee, S, Jariyapongskul, A, et al., Therapeutic effects of Aloe vera on cutaneous microcirculation and wound healing in second degree burn model in rats. *Journal of the Medical Association of Thailand*, 2000; 83(4):417-425.
72. Fani M, Kohanteb J. Inhibitory activity of Aloe vera gel on some clinically isolated cariogenic and periodontopathic bacteria. *Journal of oral science*, 2012; 54(1): 15-21.
73. Prabhakar A, Karuna Y, Yavagal C, et al. Cavity disinfection in minimally invasive dentistry-comparative evaluation of Aloe vera and propolis: A randomized clinical trial. *Contemporary clinical dentistry*, 2015; 6(1): 24-31.
74. Nouri M-R, Titley KC. Paediatrics-A Review of the Antibacterial Effect of Fluoride. *Oral Health*, 2003; 93(1): 8-12.

Bölüm 20

PULPA KUAFAJ MATERYALLERİNİN BİYOUYUMLULUKLARI VE SİTOTOKSİSİTELERİ

Handan YILDIRIM¹

Sevda ÖZTÜRK YEŞİLİRMAK²

GİRİŞ

Pulpa tedavileri; çürük, travma ya da iyatrojenik nedenlere bağlı olarak etkilenmiş diş pulpasının canlılığının korunmasını ve sürdürülmesini hedefler¹. Pulpa tedavilerinin endikasyonları; pulpanın canlı olup olmamasına, geri dönüşümlü ya da geri dönüşümsüz pulpitis olup olmamasına göre değişmektedir^{2,3}.

Umut vaat edici şekilde pulpa biyolojisi ve histolojisi hakkında çalışmalar arttıkça, vital pulpa tedavilerinde sonuçları daha öngörülebilir tedaviler yapılacağı düşünülmektedir⁴. Dişin canlılığını korumayı ve devam ettirmeyi amaçlayan tedaviler **vital pulpa tedavileri** olarak tanımlanmaktadır. Vital pulpa tedavileri; çürük, travma veya iyatrojenik sebepler sonucu dişlerde meydana gelen geri dönüşümlü pulpa hasarlarını, pulpa canlılığını ve fonksiyonunu koruyarak tedavi etmeyi amaçlar⁵. Vital pulpa tedavileri, indirekt pulpa kuafajı ve direkt pulpa kuafajı olarak adlandırılan iki terapötik yaklaşımdan oluşmaktadır^{5,6}.

Tamir dentini oluşturma kapasitesini kaybetmemiş ve enfekte olmamış pulpanın travma veya restoratif işlemler esnasında ekspoz edilmesi halinde üzerinin biyouyumlu bir materyal ile örtülerek canlılığının devam ettirilmesi ve reperatif dentin oluşumunun uyarılmasını amaçlayan tedavi şekli **direkt pulpa kuafajı** olarak tanımlanmıştır^{7,8}. Direkt pulpa kuafajının endikasyonları şu şekilde sıralanmaktadır⁷:

- Hastada sistemik olarak kontrendikasyon oluşturacak herhangi bir hastalığının olmaması
- Pulpada hiperemi evresinden daha ileri aşamadaki iltihapsal değişikliklerin olmaması

¹ Dr. Öğr. Üyesi, İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AD., yildirimhandan91@hotmail.com

² Dr. Öğr. Üyesi, Beykent Üniversitesi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AD., sevdaozturk@outlook.com

- Ekspoz bölgesinin 1mm'den daha küçük olması
- Ekspoz bölgesinin kan ve/veya tükürük ile kontamine olmaması
- Ekspoz sayısının bir ile sınırlı olması
- Ekspoz bölgesindeki kanamanın açık renkli olması ve beş dakikadan fazla sürmemesi

Direkt pulpa kuafajının başarısı tedavinin yapıldığı şartlara, hastanın yaşına, pulpa ekspozunun yeri ve büyüklüğüne, kanama kontrolünün sağlanıp sağlanamamasına, pulpanın kan ve/veya tükürükle enfekte olup olmamasına, pulpanın irritasyona maruz kalma süresi gibi faktörlere bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Ayrıca kullanılan kuafaj materyalinin hem pulpayı termal ve fiziksel uyaranlara karşı koruyucu bir bariyer oluşturması, hem de pulpa ve restorasyon arasında yeni dentin köprüsü oluşumunu uyarması gerektiği bildirilmiştir⁸⁻¹⁰.

İndirekt pulpa kuafajı, derin dentin çürüğü olgularında enfekte dentin tamamen temizlendikten sonra veya travmaya bağlı kırılan dişte pulpaya yakın ancak üzerinde ince bir tabaka dentin dokusunun olduğu, geri dönüşümsüz dejenerasyon semptomları göstermeyen dişlerde uygulanabilmektedir¹¹. İndirekt pulpa kuafajı sonrası beklenen faydalar aşağıda sıralanmaktadır:

- Nötralizasyon: Çürük mikroflorasının azalması sonucu asidik, enfekte ve yumuşamış dentinin sertleşmesi
- Termal ve fiziksel uyaranlara karşı pulpanın korunarak kan dolaşımının düzeltilmesi
- Fibroblastların, farklılaşmamış mezenşimal hücrelerin ve odontoblastların uyarılması
- Pulpanın vitalitesinin idame ettirilmesi⁷.

Son yıllarda vital pulpa tedavisine duyulan ilgi artış göstermiştir. İndirekt pulpa kuafajında başarılı sonuçlar elde edildiği birçok çalışmada bildirilmişken, direkt pulpa kuafajı için aynı başarının elde edilmediği bildirilmiştir¹².

Dental tedaviler sırasında bağ dokusu ile direkt temas edecek materyaller kullanılacak ise materyalin biyoyumluluğu o materyalde aranan en önemli özellik haline gelir ve materyallerin sitotoksik özellikleri bu dokularca kabul edilebilecek düzeyde olmalıdır. Ayrıca kullanılan ideal kuafaj ajanı toksik olmamalı, nem varlığında sertleşebilmeli, kan ve tükürükten etkilenmemeli, bakteri ve doku sıvılarına karşı koruyucu bariyer oluşturmalı, kalsiyum hidroksit salmalı, sert doku oluşumunu uyarmalı, antibakteriyel olmalıdır. Biyoyumluluk; bir materyalin canlı dokular ile temas etmesi halinde vücut sistemine uygun cevap verebilme, kendini çevreleyen dokuların normal fonksiyonlarına engel olmama, sistemik veya lokal toksisite oluşturmama, alerjik, iltihabik, mutajenik ve karsinojenik doku reaksi-

yonları oluşturmama yeteneği olarak tanımlanmaktadır¹³. Bu derleme çalışmasında ele alınan materyallerin kuafaj materyali, retrograd dolgu materyali, kök kanal dolgu materyali ve perforasyon tamir materyali olarak kullanım endikasyonları bulunmaktadır. Bu materyallerin bağ dokusuyla teması halinde içerikleri kan ve doku sıvıları ile vücuda geçebilmektedir¹⁴.

Bir materyalin biyolojik olarak uyumlu olabilmesi için, o materyalin konakla uyumlu olması gerekmektedir^{15,16}. Biyolojik olarak uyumlu olmayan materyaller, hücresel dejenerasyon ve nekroz gibi farklı reaksiyonlara neden olabilirler¹⁷. Doku ile direkt teması halinde, normal metabolizmayı ve fizyolojik işleyişi değiştirebilirler¹⁸. Tüm bu bilgiler ışığında bir materyalin ağız içinde kullanılabilmesi için biyoyumlu olması kaçınılmazdır¹⁹.

PULPA KUFAJ MATERYALLERİ VE ÖZELLİKLERİ

1. Kalsiyum Fosfat Simanı
2. Kalsiyum Hidroksit [Ca(OH)²]
3. Çinko Oksit Öjenol (ZOE) Simanı
4. Kortikosteroidler ve Antibiyotikler
5. Polikarboksilat Siman
6. İnert (tepkimeye girmeyen, etkisiz) Materyaller
7. Kollajen
8. Adeziv Resinler ve Bonding Ajanları
9. Cam İyonomer Siman/ Resin Modifiye Cam İyonomer Siman (CİS/ RMCİS)
10. Hidroksiapatit
11. Lazerler
12. Mineral Trioksit Agregat (MTA)
13. Mine Matriks Türevleri (MMT)
14. Büyüme Faktörleri
15. Kemik Sialoproteini (BSP)
16. Biyoseramikler
17. Portland Simanı
18. Enzimler
19. Yeni Endodontik Siman (NEC)
20. Kalsiyumla Zenginleştirilmiş Karışım (CEM)
21. Emdogain (EMD)
22. Odontojenik Ameloblast ile İlişkili Protein (ODAM)
23. Castor Oil Bean Simanı (COB)
24. Resin Modifiye Kalsiyum Silikat (Theracal)²⁰.

KALSİYUM FOSFAT SİMAN

Kalsiyum fosfat siman, biyoyoumluluğu, yüksek basma dayanımı ve hidrok-siapatite dönüşebilme kapasitesi özellikleri ile uygun bir tedavi seçeneği olarak görülmesine rağmen, pulpa dokusu ile direkt temasında irritan özellikte olduğu bildirilmiştir²⁰. Bu nedenle klinikte pulpa kuafaj materyali amacıyla yaygın olarak kullanılmamaktadır.

KALSİYUM HİDROKSİT [Ca(OH)²]

Kalsiyum Hidroksit, Hermann tarafından 1921'de diş hekimliğine tanıtılmasından bu yana yıllardır pulpa kuafaj materyalleri arasında '**altın standart**' olarak kabul edilmiş, yeni geliştirilen materyallerin biyoyoumlulukları ve etkilerinin araştırılmasında kontrol materyali olarak kullanılmaktadır. Ancak uzun yıllardır diş hekimliğinde kullanılmasına rağmen, Ca(OH)² esaslı materyaller ile yapılan çalışmalarda farklı sonuçlar bildirilmiştir²¹.

Ca(OH)² esaslı materyaller, direkt ve indirekt pulpa kuafaj tedavilerinde sıklıkla tercih edilirler. Pulpa dokusunun ekspoz olduğu bölgede farklılaşmamış hücrelerin, sert doku oluşumunu indükleyen odontoblastlara dönüşümünü uyarmaktadır. Tamir dentini oluşturma kapasitesinin, Ca(OH)²'in biyoindüktif özelliğinin bir sonucu değil; irrite edici özelliğine bağlı olarak uyarılan pulpanın savunma mekanizmasından kaynaklandığı bildirilmiştir²².

ÇİNKO OKSİT OJENOL (ZOE) SİMAN

ZOE simanının; analjezik ve antiseptik özellikleri ile dentin kanallarını tıkayarak bakterilerin pulpaya geçişini azaltması sayesinde, özellikle derin kavitelerde pulpal iyileşmeyi stimüle ettiği bildirilmiştir²³.

Ancak ağız dokuları ile direkt teması halinde irritan olması, düşük basma dayanımı, abrazyona karşı düşük direnç göstermesi ve ağız sıvıları ile teması sonucu hızla bozulması gibi dezavantajları olduğu belirtilmiştir²⁴. Glass ve Zander, ZOE simanın pulpa ile direkt teması halinde kronik enflamasyona neden olduğu, dentin köprüsünün oluşmadığı ve pulpal nekrozla sonuçlandığı bildirilmiştir²⁵.

KORTİKOSTEROİDLER VE ANTİBİYOTİKLER

Hidrokortizon, Cleocin, Kortizon, Ledermix, Penisilin, Neomisin, Keflin gibi kortikosteroidler ve antibiyotikler; pulpal enflamasyonu önlemek için Ca(OH)² ile kombine edilerek kullanılmıştır²⁰. Ancak pulpa kuafaj materyali olarak kullanımları yaygın değildir.

POLİKARBOKSİLAT SİMAN

McWalter ve ark.ları, bu simanın kalsifiye bariyer oluşumunu sağlamadığını bildirmişlerdir²⁶. Bu nedenle, bu siman pulpa kuafajında klinik olarak tercih edilmemektedir.

İNERT MATERYALLER

Bhaskar ve ark.ları ile Heys ve ark.ları; isobütil siyanoakrilat ve trikalsiyum fosfat seramiği direkt pulpa kuafaj ajanı olarak incelemişler ve azalmış enflamasyona eşlik eden tahmin edilemeyen dentin köprüsü oluşumunu bildirmişlerdir. Ancak bu materyallerin hiçbiri pulpa kuafaj materyali olarak uygun görülmemiştir²⁷.

KOLLAJEN

Kollajen liflerin, $\text{Ca}(\text{OH})^{2+}$ ten daha az irritasyona yol açtığı ancak oluşan dentin köprüsünün $\text{Ca}(\text{OH})^{2+}$ ten çok daha ince olduğu bildirilmiştir^{4,20,28}.

ADEZİV REZİNLER VE BONDİNG AJANLARI

Son yıllarda self-etch adeziv sistemlerin pulpa kuafaj materyali olarak kullanılması için çalışmalar yapılmıştır. Ancak sonuçlar minimal pulpa dokusu tamirinin ötesine gidememiştir. Plazma ekstrasvazasyonu, adeziv polimerizasyonunu olumsuz etkileyebilmekte ve toksik etkinin artmasına neden olabilmektedir. Ayrıca, rezin monomerlerin pulpaya geçişi, yabancı cisim reaksiyonuna yol açarak enflamasyona neden olmaktadır.

Modena ve ark.larının yaptığı bir çalışmada, kompozit rezin ve adeziv sistemlerde bulunan Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, HEMA gibi monomerlerin fibroblastlarla direkt temas etmesi halinde toksik olduğu belirtilmiştir. Adeziv sistemlerle yapılan direkt pulpa kuafajının insan pulpa hücrelerinde, bakteri varlığı olmaksızın pulpa irritasyonuna yol açtığı görülmüştür. Dentin bonding ajanlarının ve rezinle güçlendirilmiş cam iyonomer simanın da aslında pulpa dokusuna sitotoksik olduğu bildirilmiştir. Ayrıca, $\text{Ca}(\text{OH})^{2+}$ in adeziv rezinlerle karşılaştırıldığında çok daha başarılı bir pulpa tamir materyali olduğu da bildirilmiştir²⁹. Bu nedenle adeziv rezinler ve bonding ajanlarının pulpa kuafaj materyali olarak uygun olmadığı görülmektedir.

CAM İYONOMER SİMAN/ REZİN MODİFİYE CAM İYONOMER SİMAN (CİS/ RMCİS)

CİS; indirekt kuafaj materyali olarak kullanıldığında, oldukça biyouyumlu bir materyaldir. CİS'ler diş dokularına kimyasal olarak bağlanabilmektedir, ayrıca

fluorid içerdikleri için antikaryojenik özelliğe sahip, biyouyumlu ve pulpa tarafından iyi tolere edilebilen simanlardır. En büyük avantajlarından bir diğerinin nemli yüzeylere bağlanabilme özelliği olduğu, böylece restorasyon ve diş arasında mükemmel bir sızdırmazlık sağlandığı belirtilmiştir. Ancak, simanın uygulanması esnasında su ve tükürükle erken teması halinde mekanik özelliklerinin önemli ölçüde azalması gibi dezavantajları da mevcuttur.

Geleneksel CİS'lerin avantajlarının geliştirilip, dezavantajlarının önüne geçmek yapılarına rezin monomer eklenerek RMCİS materyalleri geliştirilmiştir. RMCİS'ler, pulpa üzerinde min 0,5- 1 mm dentin dokusunun varlığında bile indirekt kuafaj materyali olarak başarılı olduğu bildirilmiştir. Ancak, direkt kuafaj ajanı olarak kullanıldığında kronik enflamasyona neden olduğu ve sert doku oluşumunu uyarmadığı bildirilmiştir. Pulpa kuafaj materyali olarak Vitrebond (3M ESPE, St Paul, Minn, USA) kullanıldığı bir çalışma sonucu geniş nekrotik alana sahip, sert doku oluşumunun görülmediği, orta şiddetten şiddetliye kadar değişen enflamatuvar yanıt görülmüştür. Bu nedenle, RMCİS'in direkt kuafaj ajanı olarak kullanılması önerilmemektedir^{20,30}.

HİDROKSİAPATİT

Sentetik kalsiyum fosfat seramikler arasında termodinamik stabilitenin en yüksek olduğu ajandır. Nötral pH'a sahip olması nedeniyle diş dokularına biyouyumludur. Yeni mineralize olan dokular için iskelet oluşturma amacıyla kullanılabilir³¹. Ancak kuafaj ajanı olarak kullanımı yaygın değildir

LAZERLER

İlk olarak 1985- 1987 yıllarında Melcer ve ark.ları tarafından CO² lazerin direkt pulpa kuafajında kullanılması önerilmiştir. Yasuda ve ark.larının sıçan pulpa hücrelerindeki mineralizasyon üzerine CO² lazer ışığının etkisinin incelendiği bir çalışmada, CO² lazer ışığının pulpa hücrelerindeki mineralizasyonu uyardığı tespit edilmiştir³².

Jayawardena ve ark.da Er:YAG lazer kullanımı sonrası pulpanın kalsiyum hidroksit ile kuafajının herhangi bir patolojik cevap oluşturmada dentin köprüsü oluşumunu sağladığını bildirmişler. Nd: YAG lazer ile yapılan bir klinik çalışma sonucu, bu lazerin vital pulpa tedavilerinde terapötik fayda sağlayabileceğini bildirmişlerdir³³.

MİNERAL TRİOKSİT AGREGAT (MTA)

MTA, 1990'ların başlarında retrograd dolgu ve perforasyon tamir materyali olarak diş hekimliğine tanıtılmıştır²⁰. MTA materyali, Portland simanına benzer bir

kimyasal içeriğe sahiptir. Su bazlı ve gri renkli bir biyomateriyaldir. MTA, biyoaktif bir materyal olarak çeşitli endodontik prosedürlerde ve pulpa kuafaj tedavilerinde etkili bir şekilde kullanılmaktadır^{34,35}. Yüksek pH'a sahiptir. İyi örtüleme ve sızdırmazlık sağlar. Biyouyumlu bir materyaldir. Doku sıvılarıyla teması sonucu MTA üzerinden hidroksiapatit kristalleri salınmaktadır. MTA, mezenşimal kök hücrelerinin farklılaşmasını sağlamakta ve pulpa hücrelerinin mineralizasyonunu hızlandırmaktadır²⁰.

MTA, diş dokuları tarafından iyi tolere edilebilen bir materyaldir, aynı zamanda sert doku oluşumunu arttırdığı da tespit edilmiştir³⁶. MTA, diğer kök ucu dolgu materyalleri ile karşılaştırıldığında, mutajenik olmayıp daha az sitotoksik olduğu da bildirilmiştir³⁷. Yapılan hayvan çalışmalarında ise MTA'nın sement oluşumuna izin verdiği ve amalgam, süper-EBA ve IRM'ye göre daha biyouyumlu olduğu gösterilmiştir^{38,39}. Köpekler üzerinde yapılan bir hayvan çalışmasında MTA materyali ve Portland simanın pulpotomi işlemlerinde kullanımı histolojik olarak incelenmiş ve her iki materyalin de pulpa kuafaj materyali olarak oldukça etkili olduğu görülmüştür⁴⁰. İnsan osteoblast hücreleri ile yapılmış *in vitro* çalışmalar, MTA'nın sitokin serbestleşmesini ve interlökin üretimini uyardığını, dolayısıyla MTA'nın inert bir materyal olmadığını, ancak sement ve kemik gibi sert doku oluşumuyla birlikte periodontal bağ dokusunun iyileşmesini etkin olarak sağladığını da göstermektedir^{41,42}.

Antimikrobiyal aktivite, OH⁻ iyonlarının artması, pH'ın yükselmesi ve bakterilerin yaşaması için uygun olmayan bir ortamın oluşturulmasıyla ilişkilidir. Yapılan çalışmalarda, MTA'nın *Candida albicans*, *E. faecalis*, *S. aureus* ve *F. nucleatum*'a karşı antimikrobiyal etkili olduğu gösterilmiştir^{43,44}. Ayrıca Dominguez ve ark. ları tarafından, MTA'nın su ile karışımından sonra elde edilen alaşımın oksijen miktarının oldukça yoğun olduğu ve bu miktarın anaerobik mikroorganizmalar üzerinde etkili olabileceği öne sürülmüştür⁴⁵. Pulpa hücreleri ile MTA'nın direkt temasta olması durumunda, hücrelerin aktivasyon seviyesinin arttığı, daha kalın bir dentin köprüsü olduğu, pulpa iyileşmesinin daha hızlı ve etkili sağlandığı bildirilmiştir. Histolojik olarak, Ca(OH)²'e göre pulpal enflamasyonun daha az görüldüğü, daha kalın kalsifiye köprü oluşumu görülmüştür⁴⁶.

MTA'nın Ca(OH)² ile karşılaştırıldığı *in vivo* bir çalışma sonuçlarına göre, MTA grubunda dentin tabakası ve odontoblastik tabakanın daha kalın olduğu gözlenmiştir. Hiperemi, nekroz ve iltihabın minimal düzeyde olduğu bildirilmiştir. Sonuç olarak MTA, direkt pulpa kuafaj tedavilerinde Ca(OH)²'ten daha başarılı bulunmuştur⁴⁷. Semptomatik sürekli dişlerde MTA ile pulpotomi işlemi uygulanmasından sonra yapılan değerlendirmede, hastaların hiçbirinde pulpotomi işleminden sonra ağrı gözlenmemiştir. Histolojik değerlendirmede, dentin

köprüsünün tüm örneklerde oluştuğunu, pulpaların canlı olduğu ve enflamasyon semptomları göstermediği bildirilmiştir⁴⁸.

Bazı araştırmacılar tarafından MTA'nın, Ca(OH)^{2+} 'e göre daha kalın dentin köprüsü oluşumu sağladığı gösterilmiştir⁴⁹. Yüksek sızdırmazlık özelliği sayesinde geleneksel Ca(OH)^2 içerikli materyallere göre uzun dönem çalışmalarda daha başarılı bulunmuştur⁵⁰. MTA, pulpa kuafaj ajanı olarak oldukça biyouyumlu bir materyal olduğu çalışmalarla da desteklenmiştir. Ancak, sertleşme süresinin uzun ve pahalı olması nedeniyle rutin olarak pulpa kuafajında daha az tercih edilmektedir⁵¹.

MİNE MATRİKS TÜREVLERİ (MMT)

Yapıtaşlarını amelogenin proteini oluşturmaktadır. MMT, tamir dentini oluşumunu sağlamaktadır. MMT, MTA ve Ca(OH)^{2+} 'in kuafaj materyali olarak insan dişinde bulunan kök hücrelerinin proliferasyonu ve farklılaşmasına etkilerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada; Ca(OH)^{2+} 'in MMT ajanına göre daha fazla toksik olduğu, Ca(OH)^{2+} 'i MMT ile kapladıklarında daha az toksisite gösterdiği ve MTA'nın proliferasyon ve hücre farklılaşmasını uyarmada tek başına etkili olmadığı belirtilmiştir. Ayrıca kuafaj materyallerinin MMT ile kombine edildiğinde, kuafaj materyalinin biyouyumluluğunu arttırarak kuafaj tedavilerine olumlu etki gösterdiği bildirilmiştir^{52,53}.

BÜYÜME FAKTÖRLERİ

Büyüme faktörleri hücrelerin büyümesi, çoğalması ve farklılaşması için uyarıcı yeteneğe sahip doğal maddelerdir.

1. KEMİK MORFOGENİK PROTEİN (BMP)

Lianjia ve ark, BMP'lerin direkt kuafaj ajanı olarak kullanıldığında dentinogenezisi sağladığı, farklılaşmamış mezenşimal hücrelerden odontoblast benzeri pulpa hücreleri ile osteodentin ve tübül dentin oluşumunu uyardığı bildirilmiştir⁵⁴.

2. REKOMBİNANT İNSÜLİN BENZERİ BÜYÜME FAKTÖRÜ-1 (RHGF-I)

Sıçanların büyük azı dişleri üzerinde yapılan bir çalışmaya göre 28 gün sonunda dentin köprüsü oluşumunun Ca(OH)^2 ile aynı seviyede olduğunu bildirilmiştir⁵⁵.

3. DİĞER BÜYÜME FAKTÖRLERİ

Sıçan büyük azı dişleri üzerinde yapılan başka bir çalışmada ise epidermal büyüme faktörü, temel fibroblast büyüme faktörü, insülin benzeri büyüme faktörü-II,

plateletten türemiş büyüme faktörü-BB, TGF- β_1 gibi büyüme faktörlerini incelemiştir ve sadece TGF- β_1 'in dentin köprüsü oluşumunu ve iyileşmeyi sağladığı bildirilmiştir⁵⁶.

BİYOSERAMİKLER

MTA ile aynı endikasyonlara sahip Biodentin, BioAggregate, EndoSequence Kök Tamir Materyali (ERRM) gibi biyoseramik esaslı ürünler tanıtılmıştır.

1. BİODENTİN

Dentine benzer mekanik özellikler sergileyen yeni bir biyoaktif siman olarak geliştirilmiştir. Dentin yerine kullanılabilen bu biyoaktif materyalin, indirekt ve direkt kuafaj ajanı olarak kullanımı sonrası dentin köprüsü oluşumunu sağladığı gösterilmiştir. Bu özellikleriyle Ca(OH)²e alternatif olarak gösterilmektedir^{57,58}. Ca(OH)²e göre mekanik özelliklerinin daha iyi olması, ağız sıvılarında daha az çözünmesi ve daha sızdırmaz örtüleme sağlaması gibi avantajları mevcuttur⁵⁹⁻⁶¹.

Biodentin'in biyouyumluluğu, farklı hücre tipleri kullanılarak değerlendirilmiş, Biodentin'in yüzeyinde hidroksiapatit birikimine izin verdiği ve biyoaktivite sergilediği bildirilmiştir⁶². Yine Biodentin'in biyoaktivitesini gösteren bir başka çalışmada PBS (Phosphate buffered saline) solüsyonuna daldırıldıktan sonra Biodentin'in apatit formasyonu gösterdiği bulunmuştur⁶³. Hücre canlılığının incelendiği bir flow sitometri çalışmasında; Biodentin ve MTA'dan elde edilen özütlerde, en yüksek hücre canlılığı değerleri elde edilmiştir, MTA ile Biodentin materyalleri arasında da anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ve cam iyonomer simandan elde edilen özütlere maruz kalan hücrelerin ise en düşük hücre canlılığını gösterdiği bulunmuştur⁶⁴. Pseudo-odontoblastik hücrelerle (MDPC23) yapılan bir kültür çalışmasında, Biodentin varlığındaki hücre kültürleri ve ProRoot MTA varlığındaki hücre kültürleri kıyaslanmış ve Biodentin varlığındaki hücre kültürlerinde daha yüksek canlılık gösterdiği tespit edilmiştir⁶⁵. Ayrıca, Biodentin'in farklı kök hücrelerde osteoblast farklılaşmasını tetiklediği bildirilmiştir. ALP (Alkalen fosfataz), osteokalsin ve kemik sialoproteini içeren osteojenik genlerin mRNA seviyesi, 3 gün süreyle Biodentine'e maruz kaldıktan sonra artmıştır⁶⁶. Zanini ve ark.ları, Biodentine'e maruz kalan pulpa hücrelerinin, odontoblastlara farklılaştığını doğrulamıştır⁶⁷. Bir *in vitro* biyouyumluluk çalışmasında Biodentin'in, MTA'ya benzer düzeyde gingival fibroblast reaksiyonunu tetiklediği ve MTA ve Biodentin'in cam iyonomer simandan daha az toksik olduğu gösterilmiştir⁶⁴. Biodentin ile ilgili yapılan araştırmalar dikkate alındığında Biodentin'in kök ucu dolgu materyali ve perforasyon tamir materyali için iyi bir alternatif olabileceği görülmektedir.

2. ENDOSEQUENCE KÖK TAMİR MATERYALİ (ERRM)

Esas olarak kalsiyum silikat, zirkonyum oksit, tantalyum oksit ve kalsiyum fosfat monobazikten meydana gelmektedir. ERRM'nin sitotoksitesi birkaç yeni çalışmada incelenmiştir. Farklı hücre kültürleri kullanılarak yapılan *in vitro* çalışmaların çoğu, ERRM'nin MTA ve MTA Angelus'a benzer minimal sitotoksite gösterdiğini bildirmişlerdir⁶⁸⁻⁷⁰.

Simanların antibakteriyel etkisi üzerine yapılan bir çalışmada, ERRM ve Pro-Root MTA'nın planktonik *E. faecalis* hücreleri üzerinde benzer bir etkiye sahip olduğu gösterilmiştir⁷¹. Yakın zamanda yapılmış başka bir çalışmada, ERRM ve ProRoot MTA'nın karşılaştırılabilir düzeyde antifungal biyofilm aktivitesi olduğu bildirilmiştir⁷². Angelus MTA, Endosequence Putty (ERRP), Dycal (Ca(OH)²) ve Ultra-blend (UBP) (ışıkla sertleşen Ca(OH)²)'in toksik etkilerinin karşılaştırıldığı bir çalışmaya göre, ERRP ve UBP'nin daha az sitotoksik olduğu bildirilmiştir⁷³.

PORTLAND SİMANI

Portland simanı, sertleşme mekanizması ve içeriği ile MTA'ya oldukça benzeyen, çimentodan oluşan ince bir tozudur. Cai ve ark.ları' nın yaptığı çalışmada, kuafaj materyallerinin bakteriyle kontamine pulpa üzerindeki etkileri araştırılmıştır. İnsan pulpa hücreleri *P. gingivalis*, *P. intermedia* ve *S. gordonii*'yi içeren bir bakteri kolonisine maruz bırakılmadan önce; MTA, Portland simanı (PC), ve Ca(OH)² gibi kuafaj materyalleriyle birlikte ekilmiştir. Bu araştırmanın sonucunda: Hücre proliferasyonu üzerine MTA ve PC' nin belirgin bir etkisinin olmadığı, Ca(OH)² in ise hücre proliferasyonunu inhibe ettiğini belirtmişler. PC, özellikle bakterilere maruz kaldıklarında hücre farklılaşmasını uyardığı belirtilmiştir. MTA ve Ca(OH)² bakteriyel enfeksiyondan bağımsız olarak farklılaşmayı inhibe ettiği belirtilmiştir. Sonuç olarak, PC en uygun ajan olduğu, bunu MTA'nın izlediği ve Ca(OH)² bakteriyel riskli pulpa hücrelerinin fonksiyonlarını destekleyen en az elverişli ajan olduğu bildirilmiştir⁷⁴.

ENZİMLER

1. HEM-OKSİJENAZ-1 (HO-1)

HO-1 uyarımı hücreyi hipoksik strese, nitrik oksit aracılı sitotoksiteye ve preenf-lamatuar sitokinlere karşı korumaktadır. Bizmut oksit içeren Portland simanının da pulpa hücrelerinden HO-1' in uyarımını sağlayarak, sitotoksik etkilere karşı pulpayı koruduğu bildirilmiştir⁷⁵.

2. SİMVASTATİN

Simvastatin, hiperlipidemi tedavisinde kullanılan, redüktaz inhibitörü bir ilaçtır. Statin, osteoblast fonksiyonunu aktive edip, osteoklast fonksiyonunu inhibe ederek kemik yapımını arttırmaktadır. Bu nedenle statin, dentin oluşumunu uyartabilmektedir. Statin, anjiyogenezisi uyartabilen, hem dentin hem de pulpa rejenerasyonunu sağlayabilen bir enzimdir. Ek olarak antienflamatuar etkiye sahip olması nedeniyle pulpa kuafajında dentin köprüsü oluşumunu hızlandıran bir ajan olarak kabul edilmiştir⁷⁶.

YENİ ENDODONTİK SİMAN (NEC)

NEC; kalsiyum oksit (CaO), kalsiyum fosfat, kalsiyum karbonat, kalsiyum silikat, kalsiyum sülfat ve kalsiyum klorid içermektedir.

Zarrabi ve ark.ları, ortodontik amaçlı çekilmiş premolar dişlerde MTA ve NEC' i hem 2. hem de 8. haftalarda histolojik olarak incelemişler ve NEC' in daha az pulpal enflamasyonla beraber daha kalın dentin köprüsü oluşumu sağladığını tespit etmişlerdir^{77,78}.

EMDOGAİN (EMD)

EMD, Hertwig epitelyal kök kınından salgılanan ve dental papilladaki farklılaşan odontoblastlara dönüşebilen bir mine matriks türevidir. Mine mineralizasyonunun düzenlenmesinde ve periodontal doku oluşumunda rol almaktadır. Emdogain'in içerdiği kemik morfogenezik proteini (BMP) benzeri moleküller, odontoblast farklılaşmasını ve dentin köprüsü oluşumunu uyarmaktadır. Yapılan çalışmalar, EMD'nin enflamatuar sitokinleri baskıladığı ve yaralı pulpa dokusunda iyileşme sağlayabildiği bildirilmiştir⁷⁹.

Nakamura ve ark. ları, pulpa yaralanma sonrası EMD' nin iyileşme üzerindeki etkilerini 2. ve 4. haftalarda incelemişler ve EMD ile tedavi edilen dişlerde oluşan sert doku miktarının, Ca(OH)² ile tedavi edilen kontrol dişlerinin iki katından daha fazla olduğu tespit edilmiştir⁸⁰. Al-Hezaimi, ekspoz pulpa üzerinde EMD, Ca(OH)², ProRoot MTA ve beyaz Portland simanının etkilerini incelemiş ve EMD' nin MTA ve kalsiyum hidroksit ile kıyaslandığında daha düzenli ve kalın dentin köprüsü oluşumunu uyardığını bildirmiştir⁸¹.

ODONTOJENİK AMELOBLAST İLE İLİŞKİLİ PROTEİN (ODAM)

ODAM; ameloblastlardan ve odontoblastlardan salgınmaktadır. Matriks metalloproteinaz 20' nin düzenlenmesi yoluyla mine mineralizasyonunda rol aldığı düşünülmektedir. Yang ve ark.ları, ODAM'ın direkt pulpa kuafaj ajanı olarak kullanıldığında reaksiyoner dentin oluşumunu hızlandırdığını bildirmiştir⁸².

THERACAL

TheraCal, vital pulpa tedavilerinde kullanılmak amacıyla tasarlanmış; kalsiyum silikat dolduruculu, rezin modifiye, ışıkla sertleşen, radyoopak özelliklere sahip bir materyaldir. Sert doku oluşumunu kalsiyum salınımı yapma özelliği ile uyarılmaktadır ve odontoblast hücreleri tarafından iyi tolere edilebilmektedir²⁵.

TheraCal'in Biodentine ve MTA'ya benzer olarak dentini sızdırmaz şekilde örtüleme, mikrosızıntıyı önleme, hassasiyeti giderme ve pulpal iyileşmeyi uyarma özelliklerine sahiptir. Poggio ve ark.ları, agar difüzyon testleri kullanarak farklı pulpa kuafaj materyallerinin antimikrobiyal aktivitesini araştırmışlardır ve TheraCal' in, Dycal (Ca(OH)^2) ile karşılaştırıldığında *S. salivarius* ve *S. sanguis* üzerinde önemli ölçüde daha az antimikrobiyal etkiye sahip olduğunu göstermişlerdir. Ancak, *S. mutans*'a karşı test edildiğinde TheraCal' in Dycal (Ca(OH)^2) ile benzer antimikrobiyal aktiviteye sahip olduğu gösterilmiştir⁸³. Materyalin biyouyumluluğunu değerlendiren Lee ve ark.ları, ProRoot MTA, Retro-MTA ve TheraCal kullanılarak köpek dişleri üzerinde yaptıkları parsiyel pulpotomi vakalarında, dişlerin sadece %33' ünde tam bir dentin köprüsü oluştuğunu gözlemlenmiştir⁸⁴. TheraCal' in çalışmada kullanılan materyaller arasında en az enflamatuvar cevap ürettiğini bulmuştur. Araştırmacılar, bu sonucu malzemenin içeriğinde bulunan akrilik monomer Bis-GMA ile ilişkilendirmişlerdir. TheraCal' in yapılan kısa süreli çalışmalarda başarılı olduğu bildirilmiştir. İki yıl takipli bir klinik çalışmada, TheraCal' in (%93,3) antibakteriyel adeziv sistemi (Protect Bond, Kuraray) (%83,3) ve bir cam iyonomer siman (%66,6) ile kıyaslandığında direkt pulpa kuafajı açısından daha yüksek başarı oranlarına sahip olduğunu göstermiştir⁸⁵.

SONUÇ

Günümüzde yeni bir dental materyalin insanlarda uygulanmadan önce geniş kapsamlı testler ile biyouyumluluğunun değerlendirilmesi gerekmektedir. Yeni geliştirilen pulpa kuafaj materyalleri, yeni doku oluşumunu uyarmada üstün özelliklere sahip olsalar bile sitotoksisite yönünden dikkatli olunmalı ve ilave araştırmalar yapılmalıdır. Umut vaat edici şekilde yakın gelecekte pulpa biyolojisi hakkında bilgiler arttıkça, vital pulpa tedavilerinde daha öngörülebilir sonuçlar elde edileceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Marchi JJ, Araujo FB, Fröner AM, Straffon LH, Nör JE. Indirect pulp capping in the primary dentition: A 4-year follow-up study. J Clin Pediatr Dent 2006; 31: 68-71.
2. Franzon R, Casagrande L, Pinto AS, Garcia-Godoy F, Maltz M, De Araujo FB. Clinical and radiographic evaluation of indirect pulp treatment in primary molars: 36 months follow-up. Am J Dent 2007; 20(3): 189-192.

3. Gruythuysen R, Van Strijp G, Wu MK. Long-term Survival of Indirect Pulp Treatment Performed in Primary and Permanent Teeth with Clinically Diagnosed Deep Carious Lesions. *J Endod* 2010; 36(9): 1490-1493.
4. Ghoddusi J, Forghani M, Parisay I. New Approaches in Vital Pulp Therapy in Permanent Teeth. *Iranian Endod J* 2014; 9(1): 15-22
5. Murray PE, Smith AJ, Windsor LJ, Mjor IA. Remaining dentine thickness and human pulp responses. *Int Endod J* 2003; 36: 33-43.
6. Smith AJ. Pulpal responses to caries and dental repair. *Caries Res* 2002; 36: 223-232.
7. Alaçam T. *Endodonti*. Ankara: Barış Yayınları; 2000.
8. Goldberg M, Smith AJ. Cells and extracellular matrices of dentin and pulp: a biological basis for repair and tissue engineering. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004; 15: 13-27.
9. Aguilar P, Linsuwanont P. Vital pulp therapy in vital permanent teeth with cariously exposed pulp: a systemic review. *J Endod* 2011; 37: 581-587.
10. Ward J. Vital pulp therapy in cariously exposed permanent teeth and its limitations *Aust Endod J* 2002; 28: 29-37.
11. Al-Hiyasat AS, Barrieshi-Nusair KM, Al-Omari MA. The radiographic outcomes of direct pulp-capping procedures performed by dental students: a retrospective study. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 1699-1705.
12. Rada RE. New options for restoring a deep carious lesion. *Dent Today* 2013; 32(3): 102, 104-5.
13. Komayabashi T, Zhu K. Innovative endodontic therapy for anti-inflammatory direct pulp capping of permanent teeth with a mature apex. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 109:75-81
14. Wataha, J. C. (2001). Principles of biocompatibility for dental practitioners. *J Prosthet Dent*. 86 (2). 203-209.
15. Kum, K. Y., Kim, E. C., Yoo, Y. J., Zhu, Q., Safavi, K., Bae, K. S. (2014). Trace metal contents of three tricalcium silicate materials: MTA Angelus, Micro Mega MTA and Bioaggregate. *Int Endod J*. 47 (7). 704-710.
16. Campbell, S. D. (2003). Biological compatibility of prosthodontic materials. *Int J Prosthodont*. 16 Suppl. 52-54.
17. J. C. (2001). Principles of biocompatibility for dental practitioners. *J Prosthet Dent*. 86 (2). 203-209.
18. Hanks, C. T., Wataha, J. C., Sun, Z. (1996). In vitro models of biocompatibility: a review. *Dent Mater*. 12 (3). 186-193.
19. Edgerton, M., Levine, M. J. (1993). Biocompatibility: its future in prosthodontic research. *J Prosthet Dent*. 69 (4). 406-415.
20. Schmalz, G. (1997). Concepts in biocompatibility testing of dental restorative materials. *Clin Oral Investig*. 1 (4). 154-162.
21. Qureshi A, soujanya E, Nandakumar, Pratapkumar, Sambashivarao. Recent Advances in Pulp Capping Materials: An Overview. *J Clin Diagn Res* 2014; 8(1): 316-321
22. Milosevic A. Calcium hydroxide in restorative dentistry. *J Dent* 1991; 19: 3-13.
23. Poggio C et.al. Cytocompatibility and Antibacterial Properties of Capping Materials. *The Scientific World J* 2014;1: 1-10.
24. McWalter GM, el-Kafrawy AH, Mitchell DF. Long-term study of pulp capping in monkeys with threeagents. *J Am Dent Assoc* 1976; 93(1):105-10.
25. H.A. Zander, R.L. Glass, The healing of phenolized pulp exposure. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2 (1949), pp. 803-810
26. Köroğlu A, Ekren O, Kurtoglu C. Geleneksel ve Adeziv Dental Simanlar Hakkında Bir Derleme Çalışması. *Atatürk Üniv. Dış Hek. Fak. Derg.* 2012; 22(2): 205-216.
27. McWalter GM, el-Kafrawy AH, Mitchell DF. Long-term study of pulp capping in monkeys with threeagents. *J Am Dent Assoc* 1976; 93(1):105-10.
28. Bhaskar SH et al. Human pulp capping with isobutyl cyanoacrylate. *J Dent Res* 1972: 50-51.

29. Dick HM, Carmichael DJ. Reconstituted antigen-poor collagen preparations as potential pulp-capping agents. *J Endod* 1980; 6(7):641-4.
30. Modena KC et.al. Cytotoxicity and biocompatibility of direct and indirect pulp capping materials. *J Appl Oral Sci* 2009; 17: 544-554.
31. Tarmin B, Hafez AA, Cox CF. Pulpal response to a resin-modified glass-ionomer material on nonexposed and exposed monkey pulps. *Quintessence Int* 1998; 29(8): 535-42.
32. Hayashi Y, Imai M, Yanagiguchi K, Vilorio IL, Ikeda T. Hydroxyapatite applied as direct pulp capping medicine substitutes for osteodentin. *J Endod* 1999; 25(4): 225-9.
33. Yasuda Y, Ohtomo E, Tsukuba T, Okamoto K, Saito T. Carbon dioxide laser irradiation stimulates mineralization in rat dental pulp cells. *Int Endod J* 2009; 42(10): 940-6.
34. Shiba H et al. Neodymium-doped yttrium-aluminium-garnet laser irradiation abolishes the increase in interleukin-6 levels caused by peptidoglycan through the p38 mitogen-activated protein kinase pathway in human pulp cells. *J Endod* 2009;35(3):373-6.
35. Dammaschke T et.al. Mineral trioxide aggregate for direct pulp capping: a histologic comparison with calcium hydroxide in rat molars. *Quintessence Int* 2010; 41: 20-30.
36. Leye Benoist F et.al. Evaluation of mineral trioxide aggregate (MTA) versus calcium hydroxide cement (Dycal) in the formation of a dentine bridge: a randomised controlled trial. *Int Dent J* 2012; 62: 33-39.
37. Haglund, R. et al. Effects of root-end filling materials on fibroblasts and macrophages in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003;95(6):739-45.
38. Kettering, J. D. & Torabinejad, M. Investigation of mutagenicity of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *J Endod.* 1995;21(11):537-9.
39. Torabinejad, M. et al. Histologic assessment of mineral trioxide aggregate as a root-end filling in monkeys. *J Endod.* 1997;23(11):225-8.
40. Torabinejad, M., Ford, T. R. P., Abedi, H. R., Kariyawasam, S. P. & Tang, H.-M. Tissue reaction to implanted root-end filling materials in the tibia and mandible of guinea pigs. *J Endod.* 1998;24(7):468-71.
41. Menezes, R., Bramante, C. M., Letra, A., Carvalho, V. G. G. & Garcia, R. B. Histologic evaluation of pulpotomies in dog using two types of mineral trioxide aggregate and regular and white Portland cements as wound dressings. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004;98(3):376-9.
42. De Deus, G., Ximenes, R., Gurgel-Filho, E., Plotkowski, M. & Coutinho-Filho, T. Cytotoxicity of MTA and Portland cement on human ECV 304 endothelial cells. *Int Endod J.* 2005; 38(9):604-9.
43. Koh, E. T., McDonald, F., Ford, T. R. P. & Torabinejad, M. Cellular response to mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 1998;24(8):543-7.
44. Al-Nazhan, S. & Al-Judai, A. Evaluation of antifungal activity of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2003;29(12):826-7.
45. Stowe, T. J., Sedgley, C. M., Stowe, B. & Fenno, J. C. The effects of chlorhexidine gluconate (0.12%) on the antimicrobial properties of tooth-colored ProRoot mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2004;30(6):429-31.
46. Dominguez, M. S., Witherspoon, D. E., Gutmann, J. L. & Opperman, L. A. Histological and scanning electron microscopy assessment of various vital pulp-therapy materials. *J Endod.* 2003;29(5):324-33.
47. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review-Part III: clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *J Endod* 2010; 36: 400-413.
48. Bogen G, Kim JS, Bakland LK. Direct pulp capping with mineral trioxide aggregate: an observational study. *J Am Dent Assoc* 2008;139(3): 305-15.
49. Witherspoon DE. Vital pulp therapy with new materials: new directions and treatment perspectives-permanent teeth. *Pediatr Dent* 2008; 30: 220-224.
50. Torabinejad M, Parirokh M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review-Part II: leakage and biocompatibility investigations. *J Endod* 2010; 36: 190-202.

51. Tandheekd NT. Endodontics in new motion: new concepts, materials and techniques: Hydraulic Calcium Silicate Cements 2015. 122(7-8): 405-14.
52. Güven EP, Yalvaç ME, Şahin F, Yazıcı MM, Rizvanov AA, Bayırlı G. Effect of Dental Materials Calcium Hydroxide-containing Cement, Mineral Trioxide Aggregate, and Enamel Matrix Derivative on Proliferation and Differentiation of Human Tooth Germ Stem Cells. *J Endod* 2011; 37(5): 650-656.
53. Niinuma A. Newly developed resinous direct pulp capping agent containing calcium hydroxide (MTYA1-Ca) *Int Endod J* 1999; 32(6): 475-83.
54. Lianjia Y, Yuhao G, White FH. Bovine bone morphogenetic protein-induced dentinogenesis. *Clin Orthop Relat Res* 1993; (295): 305-12.
55. Lovschall H, Fejerskov O, Flyvbjerg A. Pulp-capping with recombinant human insulin-like growth factor I (rhIGF-I) in rat molars. *Adv Dent Res* 2001; 15: 108-12.
56. Hu CC, Zhang C, Qian Q, Tatum NB. Reparative dentin formation in rat molars after direct pulp capping with growth factors. *J Endod* 1998; 24(11): 744-51.
57. Goldberg M et.al. Application of bioactive molecules in pulp-capping situations. *Adv Dent Res* 2001; 15: 91-5.
58. Nowicka A et.al. Response of human dental pulp capped with biodentine and mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2013; 39: 743-7.
59. Foreman PC, Barnes IE. Review of calcium hydroxide. *Int Endod J* 1990; 23: 283-97.
60. Aljandan B, AlHassan H, Sagah A, Rasheed M, Ali AA. The effectiveness of using different pulp-capping agents on the healing response of the pulp. *Indian J Dent Res* 2012; 23: 633-7.
61. Han L, Okiji T. Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials. *Int Endod J* 2013; 46: 808-14.
62. Camilleri, J., Sorrentino, F. & Damidot, D. Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dent Mater.* 2013; 29(5):580-93.
63. Goldberg, M. et al. Emerging trends in (bio) material researches. Biocompatibility or cytotoxic effects of dental composites. Oxford, uK: Coxmoor Publishing, 2009; 181-203.
64. Zhou, H.-m. et al. In vitro cytotoxicity evaluation of a novel root repair material. *J Endod.* 2013; 39(4):478-83.
65. Pérard, M. et al. Spheroid model study comparing the biocompatibility of Biodentine and MTA. *J Mater Sci: Mater Med.* 2013;24(6):1527-34.
66. Lee, B.-N. et al. Effects of 3 endodontic bioactive cements on osteogenic differentiation in mesenchymal stem cells. *J Endod.* 2014;40(8):1217-22.
67. Zanini, M., Sautier, J. M., Berdal, A. & Simon, S. Biodentine induces immortalized murine pulp cell differentiation into odontoblast-like cells and stimulates biomineralization. *J Endod.* 2012;38(9):1220-6.
68. Damas, B. A., Wheeler, M. A., Bringas, J. S. & Hoen, M. M. Cytotoxicity comparison of mineral trioxide aggregates and EndoSequence bioceramic root repair materials. *J Endod.* 2011;37(3):372-5.
69. Hirschman, W. R., Wheeler, M. A., Bringas, J. S. & Hoen, M. M. Cytotoxicity comparison of three current direct pulp-capping agents with a new bioceramic root repair putty. *J Endod.* 2012;38(3):385-8.
70. Ma, J., Shen, Y., Stojicic, S. & Haapasalo, M. Biocompatibility of two novel root repair materials. *J Endod.* 2011;37(6):793-8.
71. Lovato, K. F. & Sedgley, C. M. Antibacterial activity of endosequence root repair material and proroot MTA against clinical isolates of *Enterococcus faecalis*. *J Endod.* 2011;37(11):1542-6.
72. Alsalleeh, F., Chung, N. & Stephenson, L. Antifungal activity of endosequence root repair material and mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2014;40(11): 1815-9.
73. Hirschman WR, Wheeler MA, Bringas JS, Hoen MM. Cytotoxicity comparison of three current direct pulp-capping agents with a new bioceramic root repair putty. *J Endod.* 2012; 38(3): 385-8

74. Shiwei Cai, Wenjian Zhang, Gena Tribble, Wei Chen. Reactions of human dental pulp cells to capping agents in the presence or absence of bacterial exposure. *Journal of Oral Science*, Vol. 59, No. 4, 621-627, 2017.
75. Min KS, Lee HJ, Kim SH, Lee SK, Kim HR, Pae HO, et al. Hydrogen peroxide induces heme oxygenase-1 and dentin sialophosphoprotein mRNA in human pulp cells. *J Endod.* 2008;34(8):983-9.
76. Okamoto Y, Sonoyama W, Ono M, Akiyama K, Fujisawa T, Oshima M, et al. Simvastatin induces the odontogenic differentiation of human dental pulp stem cells in vitro and in vivo. *J Endod.* 2009;35(3):367
77. Nakamura S, Yamada Y, Katagiri W, Sugito T, Ito K, Ueda M. Stem cell proliferation pathways comparison between human exfoliated deciduous teeth and dental pulp stem cells by gene expression profile from promising dental pulp. *J Endod.* 2009;35(11):1536-42.
78. Zarrabi MH, Javidi M, Jafarian AH, Joushan B. Histologic assessment of human pulp response to capping with mineral trioxide aggregate and novel endodontic cement. *J Endod.* 2010;36(11):1778-81.
79. Kaida H, Hamachi T, Anan H, Maeda K. Wound healing process of injured pulp tissues with emdogain gel. *J Endod.* 2008; 34(1): 26-30.
80. Nakamura Y, Hammarström L, Lundberg E, Ekdahl H, Matsumoto K, Gestrelus S et al. Enamel matrix derivative promotes reparative processes in the dental pulp. *Adv Dent Res.* 2001; 15: 105-7.
81. Al-Hezaimi K, Al-Tayar BA, Bajuaifer YS, Salameh Z, Al-Fouzan K, Tay FR. A hybrid approach to direct pulp capping by using emdogain with a capping material. *J Endod.* 2011; 37(5): 667-72.
82. Yang IS, Lee DS, Park JT, Kim HJ, Son HH, Park JC. Tertiary dentin formation after direct pulp capping with odontogenic ameloblast-associated protein in rat teeth. *J Endod.* 2010; 36(12): 1956-62.
83. Poggio, C. et al. Cytocompatibility and antibacterial properties of capping materials. *Sci World J.* 2014.
84. Lee, H. et al. Comparative study of pulpal responses to pulpotomy with ProRoot MTA, RetroMTA, and TheraCal in dogs' teeth. *J Endod.* 2015;41(8):1317-24.
85. Petrolo, F. et al. Effects of light-cured MTA like material on direct pulp capping. *Dent Mater.* 2014;30(1):151.

Bölüm 21

RESTORATİF DİŞ HEKİMLİĞİNDE ENDOKRONLAR

Candan AYDIN HOŞ¹

Endodontik tedavinin başarısı koronal restorasyonun tipi ve kalitesiyle çok ilişkilidir. Günümüzde kanal preperasyonu tekniklerinde görülen önemli değişiklikler ve adeziv sistemlerdeki gelişmelerle birlikte kanal içi post uygulamaları da büyük ölçüde bırakılmış , bunun yerine kron ve korun tek bir parça halinde üretildiği, kanal içine uzantısı olmayan adeziv restorasyonlar popüler olmuştur. Endokron restorasyon tekniği 1995 yılında Pissis tarafından tanımlanmıştır (1). Ancak endokron terimi ilk kez 1999'da Bindl ve Mörmann tarafından kullanılmıştır (2). Bir post yerleştirmenin tek amacı kor retansiyonunu arttırmaktır (3). Halbuki kanal içi post yerleştirilmesi diş yapısını zayıflatır ve kök kırılma riskini artırır (4,5). Endokronlar pulpa odasında hazırlanan kavite duvarlarından makro mekanik destek alır. Adeziv simanlarla kaviteye bağlanarak mikro mekanik tutunma da sağlar (6,7).

Literatürde endokron restorasyonların, aşırı madde kaybı olan kesici dişlere ve premolarlara uygulandığı çalışmalara da rastlamakla birlikte daha çok molar dişlere uygulandığını görmekteyiz (2,8,9). Bunun sebebi molar dişlerde adeziv bağlantı alanının daha fazla olması ve diğer dişlere oranla horuzontal kuvvetlere daha az maruz kalmalarıdır (2,10). Endokron restorasyonlarda tek adeziv arayüzey olduğu için başarısızlık ihtimali post kor restorasyonlara oranla düşmüştür (8). Geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldığında endokronların dayanımlarının daha yüksek olduğu bildirilmektedir (2).

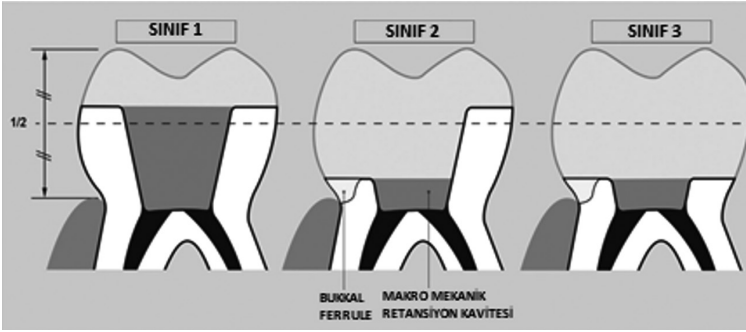
ENDOKRONLARIN ENDİKASYONLARI

Kronda aşırı madde kaybı olduğu, dişler arası mesafenin sınırlı olduğu, yetersiz seramik kalınlığı nedeniyle geleneksel restorasyonların mümkün olmadığı durumlarda endokron restorasyonlar endikedir (11). Post-kor destekli kronlarla karşılaştırıldığında endokron yapımı daha basittir. Daha az işlem basamağı ve daha az çalışma seansı gerektirir. Hazırlık süresi daha kısadır ve daha estetik sonuç elde edilir (12). Ayrıca kısa klinik kronlu dişlerde ve kanalları kısa, kavisli

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD., Bolu, Türkiye, candanaydin@gmail.com

ya da kalsifiye olduğu için post uygulanamayacak dişlerde de endokron restorasyonlar bir alternatiftir (9). Sonlu elemanlar analizi ile incelenen endokron restorasyonlar bir çalışmada post-kor destekli kron restorasyonlara göre daha dirençli bulunmuştur (13).

ENDOKRON RESTORASYONLARIN SINIFLANDIRILMASI



Şekil 1. Endokron sınıflandırılmasının şematik görünümü (14)

Preperasyondan sonra kalan diş dokusunun baz alındığı sınıflamaya göre:

Sınıf 1 : En az iki kaspal duvarın orjinal yüksekliklerinin yarısından daha yüksek olduğu bir diş preperasyonunu

Sınıf 2 : Maksimum bir kaspal duvarın orjinal yüksekliğinden daha yüksek olduğu bir diş preperasyonunu

Sınıf 3 : Tüm kaspal duvarların orjinal yüksekliklerinin yarısından daha fazla küçültüldüğü bir diş preperasyonunu tanımlar (15).

ENDOKRON PREPERASYONUNUN PRENSİPLERİ

Öncelikle diş üzerindeki bütün restorasyonlar kaldırılır. Pulpa odası tabana kadar temizlenir. Endokronun retansiyon kavitesinin derinliği dişin yapısına göre farklılık gösterir. Bindl ve ark. kavite derinliği için 2-4 mm önermiştir (7). Pissis P. tarafından önerilen boyutlar, premolarlar için 3 mm çapında ve 5 mm derinlikte silindirik bir pivot, azı dişleri için 5 mm çap ve 5 mm derinlikte bir pivottur (1). Pulpa odası anatomik forma uygun olarak hazırlanır (7). Retansiyon kavitesinde andırkatlar varsa rezin kompozit ile düzenlenir. Kavite duvarları 8-10 derece açılı hazırlanır (6). Restorasyonun okluzal kalınlığı 3-7 mm dir. Mörmann ve ark. okluzal kalınlığı 5,5 mm olan endokronların kırılma direncinin, klasik preperasyona ve 1,5 mm okluzal kalınlığa sahip seramik kronlardan iki kat daha yüksek olduğu-

nu bildirmiştir (16). Endokron ölçüsü geleneksel ya da dijital yöntemle alınabilir.

Klinik bir çalışmada, Bindl ve Mörmann premolar ve molarlara yapıştırılan 208 endokron restorasyonun performansını değerlendirmiş ve bu dişlerdeki adezyon kaybı nedeniyle premolarların azı dişlerine göre daha fazla başarısızlık gösterdiğini gözlemlemiştir (2).

FARKLI PREPERASYON DİZAYNI

Endokronlar için preperasyon kriterleri de analiz edilmiştir. 2,5 veya 5 mm'lik pulpa odası uzantıları olan endokronlar arasında kırılma direncinde önemli bir farklılık rapor edilmedi (15). Diğer iki çalışma pulpa odası derinliği 2 veya 4 mm olan molar endokronlar için kırılma direncinde hiç bir fark göstermedi. Bununla birlikte artan derinlikle birlikte onarılamaz kırılma oranlarının ortaya çıkması arttı (17,18). Sadece bir çalışma pulpa odası uzantısının daha fazla olduğu endokronlar için daha iyi kırılma direnci gösterdi (19). Fiber destekli bir kompozit konularak oluşturulan pulpa odası zemini, kırılma direncini veya endokron adaptasyonunu etkilemedi (20). Bitiş çizgi konfigrasyonu ile ilgili olarak, 2 çalışma, 1 mm'lik bir ferrulenin olmasının endokron kırılma direncini arttırdığını ve onarılamaz kırıkların sayısını sınırladığını gösterdi (21,22).

RESTORATİF MATERYAL SEÇİMİ

Endodontik tedavili dişlerde restorasyonun başarısında ferrule varlığı kadar önemli bir diğer konu da uygun restorasyon materyalinin seçimidir. Hem porselen hem de indirekt rezinler mükemmel marjinal uyum, ideal roksimal temaslar, yüksek aşınma direnci, azalmış polimerizasyon büzülmesi ve optimal estetik sağlar (23).

Maksiller molar dişler üzerinde feldspatik porselen, lityum disilikat ve rezin nanoseramikten üç farklı CAD/CAM ile üretilmiş endokronların marjinal sızıntı ve kırılma direncini değerlendiren bir invitro çalışma, rezin nano seramik endokronların önemli ölçüde daha yüksek kırılma direnci ve daha iyi kırılma moduna sahip olduğunu, ancak aynı zamanda feldspatik porselen ve lityum disilikat endokronlardan daha yüksek boya penetrasyonu ve daha fazla mikrosızıntı göstermiştir (24).

Mandibular molar dişler üzerinde yapılan bir invitro çalışmada, lityum disilikat takviyeli seramik endokronların ve cam fiber post destekli geleneksel kronların kırılma direnci karşılaştırıldı. Endokronlar geleneksel kronlardan daha yüksek kırılma direnci gösterdi. Endokronların, sadece güçlendirilmiş seramiklerle yapılması önerildi (9).

İndirekt kompozit sistemlerinin polimerizasyonu ısı, ışık, basınç, vakum, nitrojen veya bunların kombinasyonları gibi farklı şekillerde gerçekleştirilir. Polimerizasyon büzülmesi azaltılarak bükülme direnci ve renk stabilite değeri artırılır (25).

Günümüzde fiber destekli kompozit sistemler fiziksel, mekanik ve estetik özellikleri artırılarak intrakoronal restorasyonlardan kron ve köprü restorasyonlarına geçiş yapmış olmakla seramik ve rezin malzemelere iyi bir alternatiftir (26,27).

Frezelenabilir kompozit rezin bloklardan üretilen CAD/CAM kronlar, marjinal adaptasyon açısından tüm seramik kronlara göre üstün bir seçenek sunar (28).

ENDOKRONLARIN SİMENTASYONU

Bu güne kadar Bis-GMA ve UDMA rezin matris ve inorganik dolduruculardan oluşan rezin simanlar en popüler siman türleridir. Klasik simanlarla karşılaştırıldığında üstün mekanik ve estetik özelliklere sahip rezin simanların seramik, metal ve kompozit indirek restorasyonların simantasyonunda kullanımı giderek artmaktadır (29). Genellikle öjenol içeren kök kanal dolgu patlarının rezin simanların polimerizasyonunu etkilediği bilinmektedir. Bu sorun kök kanal duvarının temizlenmesi ve asitle pürüzlendirme ile aşılabılır. Kanaldaki tüm güta perka ve öjenol içeren kök kanal patlarının tamamını diş dokusunu çıkarmadan temizlemek zordur. Kök kanalının pürüzlü yüzeylerindeki kalıntılar, dentinin yeterli düzeyde pürüzlmesini ve rezin simanın polimerizasyonunu engeller. Ancak yapılan bir invitro çalışmada öjenol içeren macunların rezinlerin bağ mukavemeti üzerinde olumsuz bir etkisinin olmadığını bildirmiştir (30).

Lin ve ark. MOD preperasyonu ve üç farklı CEREC seramik restorasyon konfigrasyonu ile endodontik olarak tedavi edilmiş bir premolar için başarısızlık riskini değerlendirdi. Seramik restorasyonlar, kompozit rezin siman ile adeziv olarak simante edildi ve simulasyonlar, CEREC seramik inley, endokron ve konvansiyonel kron restorasyonları ile tasarlanan 3D sonlu eleman modeline dayalı olarak yapıldı. Sonuçlar endokron restorasyonlar için mine, dentin ve yapıştırma simanı üzerindeki stres değerlerinin, inley ve konvansiyonel kron restorasyonlar için değerler arasında en düşük değerler olduğunu göstermiştir. Hem ışııkla hem de çift polimerize olan yapıştırma rezinleri kalın endokron restorasyonların yapıştırılmasında kullanıldıklarında yeterince polimerize edilebilirler (31).

SONUÇ

Endodontik olarak tedavi edilen dişler biyomekanik başarısızlığa karşı hassastır ve kırılmadan korumak için bir koronal restorasyon ile restore edilmelidir (32,33). İdeal olarak bir endokron, düşük elastisite modülüne (diş yapısınıninkine benzer),

yüksek mekanik mukavemete ve alttaki diş yapısına yeterli bağlanma kuvvetine sahip bir malzemeden üretilmelidir (34). Dentin ile karşılaştırılabilir bir elastisite modülü, oklüzal kuvvetlerin yapıştırılan yüzey boyunca dağıtılmasına yardımcı olur ve muhtemelen kırılma direncini artırırken, yüksek mekanik mukavemet, oklüzal yüke dayanmaya ve malzeme kırılmasına direnç göstermeye yardımcı olur (34). Çok sayıda invitro çalışmada rezin seramik endokronlar, lityum disilikat seramiklerden yapılmış endokronlara göre daha yüksek kırılma direncine ve daha düşük başarısızlık oranlarına sahipti. Bunun olası bir açıklaması, rezin seramiğin elastisite modülünün dentin ile karşılaştırılabilir olması ve bu nedenle, oklüzal kuvvetleri daha iyi dağıtabilmesi, böylece kırılma direncini iyileştirebilmesi ve yıkıcı başarısızlık oranlarını azaltmasıdır (2,18,35–37). Endokronların uzun ömürlülüğüne dair klinik kanıtlar hala eksiktir. Mevcut çalışmaların çoğu rezin seramiklerden ve feldspatik veya lityumdisilikat seramiklerden yapılmış CAD/CAM endokronlara odaklandı. Büyük, iyi tasarlanmış, klinik olarak kontrollü, uzun vadeli değerlendirmeye sahip çalışmalara ihtiyaç vardır. Bununla birlikte endokronlar standart klinik prosedürler kullanılarak seçilmiş hastalarda endodontik tedavi görmüş posterior dişler için kabul edilebilir uzun vadeli sağkalıma sahip umut verici, konservatif ve ucuz bir restoratif seçenek gibi görünmektedir.

KAYNAKLAR

1. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pr Periodontics Aesthet Dent*. 1995;7(5):83–94.
2. Bindl A, Richter B, Mörmann WH. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *J Prosthet Dent*. 2006;95(1):81.
3. Ross IF. Fracture susceptibility of endodontically treated teeth. *J Endod*. 1980;6:560–5.
4. Assif D GC. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1984;71:565–7.
5. Soares CJ, Santana FR, Silva NR, Preira JC, Pereira CA. Influence of the Endodontic Treatment on Mechanical Properties of Root Dentin. *J Endod*. 2007;33(5):603–6.
6. Biacchi GR, Mello B, Basting RT. The Endocrown: An alternative approach for restoring extensively damaged molars. *J Esthet Restor Dent*. 2013;25(6):383–90.
7. Bindl A, Mörmann WH. Clinical Evaluation of Adhesively Placed Cerec Endo-Crowns after 2 Years-Preliminary Results. *J Adhes Dent*. 1999;1(3):255–65.
8. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R AA. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater*. 2006;22:1035–44.
9. Biacchi GR, Basting RT. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent*. 2012;37(2):130–6.
10. Sedrez-Porto JA, Rosa WL de O da, da Silva AF, Münchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Dent [Internet]*. 2016;52:8–14. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2016.07.005>
11. Chang CY, Kuo JS, Lin YS, Chang YH. Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns. *J Dent Sci [Internet]*. 2009;4(3):110–7. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S1991-7902\(09\)60016-7](http://dx.doi.org/10.1016/S1991-7902(09)60016-7)

12. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int* [Internet]. 2008;39(2):117–29. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18560650>
13. Dejak B, Młotkowski A. 3D-Finite element analysis of molars restored with endocrowns and posts during masticatory simulation. *Dent Mater* [Internet]. 2013;29(12):e309–17. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2013.09.014>
14. Belleflamme MM, Geerts SO, Louwette MM, Grenade CF, Vanheusden AJ, Mainjot AK. No post-no core approach to restore severely damaged posterior teeth: An up to 10-year retrospective study of documented endocrown cases. *J Dent*. 2017;63(April):1–7.
15. Pedrollo Lise D, Van Ende A, De Munck J, Umeda Suzuki TY, Cardoso Vieira LC, Van Meerbeek B. Biomechanical behavior of endodontically treated premolars using different preparation designs and CAD/CAM materials. *J Dent* [Internet]. 2017;59:54–61. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2017.02.007>
16. Mörmann WH, Bindl A, Lüthy H, Rathke A. Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *Int J Prosthodont* [Internet]. 1998;11(4):333–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9758997>
17. Rocca GT, Daher R, Saratti CM, Sedlacek R, Suchy T, Feilzer AJ et al. Restoration of severely damaged endodontically treated premolars: The influence of the endo-core length on marginal integrity and fatigue resistance of lithium disilicate CAD-CAM ceramic endocrowns. *J Dent*. 2018;68:41–50.
18. Hayes A, Duvall N, Wajdowicz M RH. Effect of endocrown pulp chamber extension depth on molar fracture resistance. *Oper Dent*. 2017;42:327–34.
19. Dartora NR, de Conto Ferreira MB, Moris ICM, Brazão EH, Spazin AO, Sousa-Neto MD, et al. Effect of Intracoronal Depth of Teeth Restored with Endocrowns on Fracture Resistance: In Vitro and 3-dimensional Finite Element Analysis. *J Endod*. 2018;44(7):1179–85.
20. Rocca GT, Saratti CM, Poncet A, Feilzer AJ KI. The influence of FRCs reinforcement on marginal adaptation of CAD/CAM composite resin endocrowns after simulated fatigue loading. *Odontology*. 2016;(104):220–32.
21. Einhorn M, DuVall N, Wajdowicz M, Brewtser J RH. Preparation Ferrule Design Effect on Endocrown Failure Resistance. *J Prosthodont*. 2019;28(1):237–42.
22. Taha D, Spintzyk S, Schille C, Sabet A, Wahsh M, Salah T, et al. Fracture resistance and failure modes of polymer infiltrated ceramic endocrown restorations with variations in margin design and occlusal thickness. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2018;62(3):293–7. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2017.11.003>
23. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. Vol. 13, *Am J Dent*. 2000. p. 9B-13B.
24. El-Damanny HM, Haj-Ali RN PJ. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three cad-cam blocks. *Oper Dent*. 2015;40(2):201–10.
25. Terry DA, Leinfelder DDSKF, Maragos MSC. Developing form, function, and natural a esthetics with laboratory-processed composite resin-part I. 2005;17(5).
26. Göhring TN, Gallo L, Lüthy H. Effect of water storage, thermocycling, the incorporation and site of placement of glass-fibers on the flexural strength of veneering composite. *Dent Mater*. 2005;21(8):761–72.
27. Ku CW, Park SW, Yang HS. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent*. 2002;88(2):170–5.
28. Ramirez-Sebastia A, Bortolotto T, Roig M KI. Composite vs ceramic computer-aided design/computer-assisted manufacturing crowns in endodontically treated teeth: Analysis of marginal adaptation. *Oper Dent*. 2013;38(6):663–73.
29. McCabe JF WA. Application of dental materials. 8th Ed, Madlen Blackwell Sci. 1998;189–201.
30. Altinci P, Kiremitçi A. Endodontik Tedavili Dişlerin Restorasyonu. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg*. 2007;31(3):102–13.

31. Gregor L, Bouillaguet S, Onisor I, Ardu S, Krejci I, Rocca GT. Microhardness of light- and dual-polymerizable luting resins polymerized through 7.5-mm-thick endocrowns. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014;112(4):942–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.02.008>
32. Stavropoulou AF, Koidis PT. A systematic review of single crowns on endodontically treated teeth. *J Dent*. 2007;35(10):761–7.
33. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and Reducing Risks for Potential Fractures in Endodontically Treated Teeth. *J Endod*. 2010;36(1):609–17.
34. Zhu J, Rong Q, Wang X, Gao X. Influence of remaining tooth structure and restorative material type on stress distribution in endodontically treated maxillary premolars: A finite element analysis. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2017;117(5):646–55. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.08.023>
35. Otto TMW. Clinical performance of chairside CAD-CAM feldspathic ceramic posterior shoulder crowns and endocrowns up to 12 years. *Int J Comput Dent*. 2015;18:147–61.
36. Abdel-Aziz M, Abo-Elmagd AAA. Effect of endocrowns and glass fiber post-retained crowns on the fracture resistance of endodontically treated premolars. *Dent J*. 2015;61(3203):3210.
37. Roggendorf MJ, Kunzi B, Ebert J, Roggendorf HC, Frankenberger R, Reich SM. Seven-year clinical performance of CEREC-2 all-ceramic CAD/CAM restorations placed within deeply destroyed teeth. *Clin Oral Investig*. 2012;16(5):1413–24.

Bölüm 22

RESTORATİF DİŞ HEKİMLİĞİNDE İNDİREKT ADEZİV RESTORASYONLARDA ERKEN DENTİN ÖRTÜLENMESİ (IMMEDIATE DENTIN SEALING)

Candan AYDIN HOŞ¹

Erken Dentin Örtülenmesi, indirekt adeziv restorasyonların kavite preperasyonu esnasında, dentin dokusunun, ortaya çıktığı ilk anda dentin bağlayıcı sistemler ile hemen örtülenmesidir. Gereken andırkatlı alanlar da kompozitle desteklenir. Bu sayede açıkta kalan dentin kanalları örtülenerek hibrit tabakanın oluşması sağlanır. Stressiz ortamda oluşan hibrit tabakanın bağlanma kapasitesinin artması, bakteriel mikrosızıntının azalması ve dentin hassasiyetinin de engellenmesi beklenmektedir. Kompozit desteği ile indirekt restorasyon kalınlığı da azaltılabilir. Böylece adeziv simana yeteri kadar ışık ulaşmasına ve polimerizasyonun da etkili bir şekilde gerçekleşmesine imkan sağlanabilir.

İndirekt restorasyonlar, direkt restorasyonlara oranla daha zor, zaman alıcı ve pahalı olmalarına karşın önemli avantajlar göstermektedir. Polimerizasyon büzülmesini ve buna bağlı oluşabilecek postoperatif hassasiyeti azaltır. İdeal morfoloji, daha iyi interproksimal temaslar ve karşıt dişlerle daha iyi aşınma direnci oluşturur. Daha iyi estetik, fiziksel ve mekanik özellikler sağlar (1). İndirekt restorasyonlar diş eti içinde yer alan dentin kenarına sahip derin preperasyonların restorasyonunda da direkt yöntemden daha avantajlıdır (2). Ancak açığa çıkmış olan dentin tübülleri ölçü alma, durulama, kurutma, fonksiyon ve geçici materyallerin uygulanması ve uzaklaştırılması esnasında kimyasal ve mekanik uyaranlarla karşı karşıya kaldığı gibi bakteriel mikrosızıntıya da maruz kalır (3). Bahsedilen problemleri önlemek için, preperasyondan hemen sonra, geçici aşamasından önce, açığa çıkmış olan dentinin bir dentin bonding ajanla örtülenmesi, 1990'ların başında Pashley ve ark. tarafından "Erken Dentin Örtülenmesi" olarak tanımlandı (4). 1990'lardan itibaren konu hakkında "Immediate Dentin Seal", "Dual Bonding Tekniği", "Rezin Kaplama Tekniği" ve "Prehibridizasyon Tekniği" terimleri kullanılmıştır.

1 Dr. Öğr. Üyesi, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD., Bolu, Türkiye, candanaydin@gmail.com

Geleneksel prosedürlerde, dentin tübüllerinin örtülmesi, kalıcı restorasyonun simantasyonu aşamasında gerçekleşir (Gecikmiş Dentin Örtülenmesi (DDS)) (5). Böylece açığa çıkan dentin, geçici yapımı sırasında bakteri infiltrasyonu için potansiyel bir yol bırakır. Bu durumun aksine (Erken Dentin Örtülenmesi (IDS)) tekniğinde dentin adezivlerin, geçici restorasyondan önce yapılması, bakteriyel mikrosızıntı, dentin hassasiyeti, boşluk oluşumu ve bağ gücü açısından fayda sunar (6).

IDS PROTOKOLÜ 4 TEMEL İLKEYE DAYANIR

1. Yeni kesilmiş, temiz dentin, bağlanma için çok uygun bir dentindir. Diğer durumlarda bağlanma kuvveti daha düşüktür (7).
2. Eğer dentin bonding ajan ve kompozit birlikte ışıkla sertleştirilirse, kompozit veya restorasyon yerleşiminden gelen basınç nedeniyle hibrit tabaka çökebilir. Bu sebeple dentin bonding ajanın ön sertleştirilmesiyle daha iyi bir bağ gücü elde edilir (8).
3. “Erken Dentin Örtülenmesi” ve gecikmiş restorasyon yerleşimi, okluzal kuvvetlerden ve kompozit tabakalarının büzülme stresinden uzak bir ortamda dentin bağının olgunlaşmasına izin verir (9).
4. “Erken Dentin Örtülenmesi” sıvı ve bakteri penetrasyonunu azaltır (6).

IDS UYGULAMASININ KLİNİK AVANTAJLARI

1. Hasta konforu, simantasyon randevusunda daha az anestezi ihtiyacı, simantasyon sonrası duyarlılığın azalması (4)
2. Kısa klinik kronları olan ve diş dokusunun minimum düzeyde kaldırıldığı konik dişler için artan bağ gücü (10)
3. Her iki dokunun kendi özelliklerine göre genel performansını maksimuma çıkaran dentin ve minenin ayrı tedavisi ve koşullandırılması (6)

IDS UYGULAMA TEKNİĞİ

IDS’de ilk yapılması gereken ortaya çıkmış olan dentinin sınırlarını belirlemektir. Dentin ve mine dokusunu net biçimde ayırmak ve belirlemek için, tüm diş yüzeyinde 2-3 sn’lik bir ön asitleme yapılır. İyice duruladıktan sonra mine buzlu bir görünüm kazanır. Dentin ise daha parlak bir hale gelir. Daha sonra kullanacağımız adeziv sistemin total etch ya da self etch sistem oluşuna göre bir elmas frez ya da bir tungsten karbid frez kullanılarak açığa çıkarılan yeni dentin tabakasının üzerine kalın bir dentin bonding ajan tabakası uygulanır ve üretici firmanın önerileri doğrultusunda ışıkla polimerize edildiler. Doldurucusuz adeziv kullanıldığı

durumlarda; geometriyi düzeltmek için tamamlayıcı ek bir akışkan reçine tabakası veya alternatif olarak andırkatları ortadan kaldırmak ve preperasyonu yükseltmek için, normal bir kompozit önerilir. Bundan sonra dentin bonding ajan, oksijen inhibisyon tabakasını elimine etmek için gliserin jel altında iyice polimerize edilir. Sonra hava su spreyi ile iyice yıkanır. Fazla adezivi kaldırmak için mine kenarları bir elmas frezle düzeltilmelidir (11).

Elastomerik malzemelerle ölçü almadan önce diş preperasyonu oksijen inhibisyon tabakasının azaltımı için bir periodontal lastik ile yumuşak bir şekilde pomzalanır. Daha sonra geçici restorasyonun kilitlenmesini önlemek içinörneğin vazelin ile izole edilir. Kalıcı restorasyonun simantasyonu aşamasında örtülenmiş yüzey hava ile aşındırılmalı ve mine fosforik asitle pürüzlendirilmelidir. Son olarak restorasyon rezin bazlı bir simanla yapıştırılır (11).

Materyaller ve protokoller sürekli olarak geliştiğinden, önemli olan temel adımları takip etmek ve üretici talimatlarını izleyerek yeni malzemeleri çalışmalarımıza entegre etmektir (11).

IDS TEKNİĞİNDE KULLANILAN ADEZİV SİSTEMLER

Adeziv diş hekimliğinde çalışma süresini kısaltma ve tekniği basitleştirme girişimleri her zaman vardır. Ancak Magne tarafından IDS için en güvenilir uzun vadeli seçenek olduğu iddia edilen geleneksel 3 aşamalı total-etch dentin bonding sistemler önerilir (6). Araştırmacılar üç aşamalı total-etch sistemlerinin ve iki aşamalı self-etch sistemlerinin dayanıklılık, yaşlanma ve bağ gücü açısından tek aşamalı işlemlerden daha üstün olduğunu bildirmiştir (12,13). Ayrıca eski sistemler IDS etkinliği için arzu edilen daha hidrofobik bir reçine kaplaması oluşturur (12). Tek aşamalı self-etch adezivler ara yüzeylerinin artan hidrofilikliği nedeniyle su depolanırsa bozulmaya duyarlıdır (14). Pozitif pulpa basıncına sahip vital dişlerde, dentin sıvısının polimerize adeziv tabakalardan penetrasyonu, self-etch adeziv sistemlerin kullanılması durumunda hermetik dentin sızdırmazlığını bozabileceği öne sürülmüştür (3).

Durate ve ark. hem total-etch adezivlerin hem de self etch adezivlerin, geleneksel yaklaşımı (IDS olmadan) kullananlardan önemli ölçüde daha yüksek bir bağ mukavemeti elde eden IDS'yi desteklediğini ortaya koydu (2). Tersine, Ferreira-Filho ve ark.nın dört adeziv sistemin davranışını araştırdığı çalışmasında (tek aşamalı self-etch Xeno V; iki aşamalı Clearfil SE Bond; iki aşamalı total-etch XP Bond; üç aşamalı total-etch Optibond FL) üç aylık suda bekletme sonunda, IDS'siz kontrol grubuyla arasında, mikrotensil bağ dayanımında farklılık bulunmadı (14).

Uygulanan adeziv sistemin, örtülenmiş dentinin geçirgenliğini etkilediği açıktır (15,16). Şahin ve ark. self-etch ve etch-and-rinse gruplarından olmak üzere farklı beş materyalin) uygulamasından sonra dentinin hidrolik iletkenliğini belirlemeye çalıştı. İncelenen adezivlerin hiç birinin hermetik dentin sızdırmazlığını orijinal smear tabakasından daha iyi sağlamadığını bildirdiler (3).

Birkaç çalışma, IDS için kullanılan farklı DBA'ların etkinliğini karşılaştırmış olsa da, üç aşamalı total-etch ve iki aşamalı self-etch sistemler tavsiye edilir. Çünkü klinik etkinlikleri son yıllarda yapılan bir çok çalışma ile doğrulanmıştır.

IDS FİLM KALINLIĞI

Koşullandırmadan sonra dentinin yeniden açığa çıkma riski vardır. Bu risk sadece koşullandırma yöntemine değil aynı zamanda IDS film kalınlığına da bağlıdır. Film kalınlığı ise ürüne ve diş üzerindeki konumuna bağlıdır. Kalınlık konkav alanlarda konveks alanlardan daha fazladır (17). Adeziv materyal preperasyonun iç açılarında birikme eğilimi gösterir. Preperasyon sınırlarında düşük kalınlık arzu edilir. Aksi takdirde adeziv ağız boşluğuna maruz kalacak ve daha sonra bozunacaktır (18). Stavridakis ve ark. koşullandırmadan sonra dentinin yeniden açığa çıkmasını önlemek için dolduruculu bir dentin bonding ajan kullanılmasını önerdi (17). Hashimoto ve ark. birden fazla katmanın uygulanmasından sonra (4 kat ve daha azı) bağ kuvvetinde artış gözlemledi (19). Daha kalın bir IDS tabakası; daha iyi stres dağılımına, katkıda bulunur. Daha üstün bir bağ gücü sağlar ve daha kararlı bağlanma sağlar (20). Underkatların ortadan kaldırılması daha kolaylaşır (21).

Özellikle doldurucusuz bir dentin bonding ajan kullanılıyorsa, üzerine ilave bir düşük viskoziteli rezin katmanı önerilir (6,18). Düşük viskoziteli rezinden gelen serbest radikaller, adeziv sistemin polimerizasyonunu iyileştirmek için kürlenmemiş rezin veya oksijen inhibisyon tabakasından gelen asidik monomerler ile etkileşime girer. Ayrıca bir akışkan kompozit adezivlerin geçirgenliğini azaltır ve rezin siman ile bağlantıyı iyileştirir (22). Resin-dentin arayüzeyi zamanla bozulsan bile, bir akışkan kompozit alttaki hibrit tabakayı korur ve dentin örtüsünün bütünlüğünü korur (23). Ayrıca rezin simanın polimerizasyonu sırasında üretilen büzülme stresinin emici bir yastığı olarak hareket edebilir (24).

Koşullandırmadan sonra dentinin yeniden ortaya çıkmasını önlemek için kalın bir IDS tabakası çok önemlidir. Doldurucusuz dentin bonding ajanların kullanılması durumunda bir düşük viskoziteli rezinin eklenmesi avantaj sağlar.

PREPERASYON TASARIMI İLE ETKİLEŞİM

İndirekt adeziv restorasyonların hayatta kalma oranı, preperasyon tasarımı, restorasyon kalınlığı ve geometrisi, restoratif materyal, okluzal yükleme, ve yapıştırma

prosedürlerinden etkilenir (25). Farklı tipte restorasyonları ve restoratif materyalleri araştıran birçok çalışma, IDS'nin test edilen restorasyonların bağlanma dayanımını, kırılma direncini ve bağlanma güvenilirliğini arttırdığını göstermiştir (25,26). Dentine yapıştırılan laminate veneerlerin , mine ile karşılaştırıldığında ağızda kalma oranı düşer (27). Sınırlı dentinin açığa çıktığı durumlarda (dentin açıklığı bonding yüzeyinin 1/4 ünden azsa) IDS'nin hiçbir etkisi yoktur (28). Fakat dentin açıklığı bonding yüzeyinin 1/2sinden fazlaysa laminate veneerler IDS'den önemli derecede faydalanır (29).

ÖLÇÜ MATERYALLERİ İLE ETKİLEŞİM

Bir rezin kaplama yüzeyinden elastomerik ölçü malzemeleriyle ölçü alındığında birkaç sorun ortaya çıkmaktadır. Dentin bonding ajan, eğer ışıqla sertleşiyorsa yüzeyel bir oksijen inhibisyon tabakası ortaya çıkar. Yaklaşık olarak 40 µm. olan oksijen inhibisyon tabakası, elastomerik ölçü materyallerinin polimerizasyonunu engelleyebilir (30). Magne ve Nielsen kullanılan DBA veya ölçü maddesinden bağımsız olarak başka bir yüzey işlemi yapılmadan IDS'nin uygulandığı numunelerde önemli bir polimerize olmamış rezin tabakası göstermiştir. Bu da hatalı ölçüye yol açar (31). Ghiggi ve ark.nın bu verilerle uyumlu sonuçlar veren çalışmasında; silikon tamamlanmamış polimerizasyon gösterdi ve polieter yüzeyde bulunan reçineye yapışmaya çalıştı. Bu durumun vinilpolisiloksan ve polieterlerin kimyasal bileşiminin reçine malzemeleriyle farklı etkileşimlerini açıkladığı tahmin edilmektedir (32). Özel olarak polivinilsiloksan için oksijen inhibisyon tabakasında bulunan monomerler, polimerizasyon reaksiyonunda katalizör olan platinum tuzları ile reaksiyona girebilir. Sonuç olarak rezin materyalin üzerinde küçük bir miktarda polimerize olmamış ince ölçü maddesi kalır. Polieterler için başlatıcı madde rezin materyalin yüzeyinden monomerlerin serbest radikalleri ile reaksiyona girebilen katyondur (iyonik polimerizasyon). Ayrıca polivinilsiloksanla karşılaştırıldığında polieterlerin hidrofilikliği, daha yüksek sertlikleri ve yırtılmaya karşı daha düşük dirençleri rezin yüzeyine yapışmayı kolaylaştırır ve bu nedenle hatalı ölçüler ortaya çıkar. Bazı dentin bonding ajanlarda bulunan hidrofilik monomer hidroksietilmetakrilat da polimerizasyon inhibisyonuna neden olmakla suçlanmıştır (31).

Oksijen inhibisyon tabakasının azaltılması/ortadan kaldırılması bahsedilen sorunların çözümünü sağlayacağından, IDS uygulamasından sonra ve ölçü alınımından önce birkaç temizleme protokolü önerilmiştir.

Magne ve Nielsen, ölçü maddesi kalıntılarının temizlenmesinde pomzanın düşük devirli aletler ve yumuşak profilaksi lastikleri ile ve sulu kullanımını önerdi. Fakat IDS ile birlikte kullanmak üzere sadece silikon ölçü materyali öneriyorlar.

Hatalı ölçülerin sıklığından dolayı IDS'le birlikte polieter kullanımı önermiyorlar (31). Bu bulgular Khakiani ve ark. tarafından yapılan bir invitro çalışmayla da uyumludur (33).

Ghiggi ve ark. hava bloke etme tekniğini alkole batırılmış bir pamuk pelet kullanımı ile karşılaştırmıştır. Her iki yöntemi de ölçü materyalleri ile etkileşimi önlemede eşit derecede etkili olduğu sonucuna varmışlardır (32).

Sinjari ve ark. klinik yüzeyler için güvenli bir protokol belirleme girişiminde, silikon ve polieter ile ölçü almadan önce profilaktik macun tedavisinin (Yüzey bir el aleti, profilaksi fırçası ve profilaksi pastası ile su spreyi altında 500 devirde 15 saniye dikkatlice temizlenir) ve bir sürfaktan ajanının IDS yüzeyine uygulanmasını (Marsielle soap) değerlendirdi. Araştırmacılar, test edilen iki ölçü materyali için profilaksi grubunda kalıntıların azaldığını, profilaksi+Marseille soap grubunda tamamen kaybolduğunu gösterdi (34).

Oksijen inhibisyon tabakası eliminasyonunun, hatasız bir ölçü için anahtar faktör olduğu gözönüne alındığında, araştırmacılar DBA'nın gliserin jel ile çift polimerizasyonuna ve literatürde önerilen birkaç temizleme protokolüne odaklanmışlardır. Bir ölçü materyali olarak polieter çoğu yazar tarafından onaylanmıştır.

GEÇİCİ MALZEMERLE ETKİLEŞİM

Geçici dolgu ve geçici siman seçiminde rezin bazlı olanlardan kaçınmak gerekir. Akrilik esaslı geçici malzemeler preperasyonu hermetik olarak örtemez. Bu da IDS yüzeyinin kontaminasyonuna ve retansiyon kaybına neden olur. Tersine oksijen inhibisyon tabakası kaldırılması gözetilmeksizin, direkt bis-akril bazlı geçici malzemeler ve rezin bazlı geçici simanlar IDS tabakasına güçlü bir şekilde bağlanır (35). Bu nedenle geçici materyalin kaldırılması zor bir iştir ve bazan preperasyonun bütünlüğünü tehlikeye atabilecek olan keserek çıkarma işlemini gerektirebilir (36). Kalıcı mekanik temizlik ve %37'lik fosforik asitle koşullandırmadan sonra bile dentin üzerinde geçici siman artıkları tesbit eden taramalı elektron mikroskopu ve atomik kuvvet mikroskopu çalışmaları mevcuttur. Bu sorunun çözümü için Magne ve ark. geçici materyalin üretimi sırasında kalın bir izolasyon tabakası (vazelin) ile diş preperasyonunun izole edilmesini şiddetle tavsiye eder (6).

Temizlikten sonra geçici malzeme artıkları kalmaktadır (37). Bazı yazarlar rezin malzemelerin bağlanma gücünde ancak öjenol içeren simanların kullanımından sonra bir azalma bildirmiştir (38). Oysa bazı yazarlar geçici siman tipini ayırt etmemiştir (39). Öjenolün dezavantajlarını ortadan kaldırmak için onun yerine karboksilik asitler önerilebilir. Öjenol içeren veya öjenol içermeyen geçici yapış-

tırıcıların kullanımına bakılmaksızın IDS uygulanırsa , ara malzemelerin reçine simanlarının yapışma kalitesini etkilemediği gösterilmiştir (37).

Schoenbaum ve ark. geçici simantasyon için 2012 yılında “Ters Nokta Bağlama Tekniği”ni önerdiler. Bu teknikte geçici materyal IDS ile hazırlanmış dişin kenarlarından uzakta sadece küçük bir alanına yapıştırılır. Böylelikle simantasyon randevusunda yüzey verimli bir şekilde temizlenebilir. Hızlı sertleşen küçük bir parça kondensasyon silikonu, preperasyonun ortasına 2-3 mm’sini kaplayacak şekilde örtülenmiş dentin yüzeyine yerleştirilir. Daha sonra izolasyon malzemesi vazelin, preperasyonun tüm yüzeyine uygulanır. Küçük bir aktif bağlanma alanı oluşturmak için silikon düğme kaldırılırken IDS uygulanmış yüzeyin kalan kısmı vazelin filmin varlığı sayesinde bis akrilik malzemeye yapışmaz (35).

Geçici restorasyon, alttaki diş yüzeyini korumalı ve çıkarıldıktan sonra alttaki diş yüzeyinin bütünlüğünü tehlikeye atmamalıdır. Nokta yapıştırma tekniği ve bir izolasyon malzemesi kullanılması bunları sağlayacaktır. Ayrıca önceden suda çözünen bir jel kullanılarak izolasyon uygulanmadıkça, rezin bazlı geçici simanlardan kaçınılmalıdır (37).

KOŞULLANDIRMA YÖNTEMLERİ

Temiz bir alt tabaka optimum yapışma için şarttır. Bu nedenle uygun koşullandırma yönteminin seçimi önemlidir. Falkensammer ve ark. silisli Alüminyum Oksit veya glisin ile cilalama ve hava kaynaklı partikül aşınmasının IDS yüzeylerini şartlandırmada eşit derecede etkili yöntemler olduğunu gösterdi. Buna karşın kalsiyum karbonatlı air-abrazyon, yüksek pürüzlülük ve daha düşük bağ mukavemeti nedeniyle kontrendike bulundu (40).

IDS yüzeyinin şartlandırılmasıyla ilgili kritik bir unsur, preperasyonun temizlenmesinden sonra dentinin olası yeniden ortaya çıkmasını tesbit etmektir. Stavri-dakis ve ark. yaptıkları çalışmada dolgulu bir dentin bonding ajan kullanıldığında (OptiBond FL), koşullandırma yöntemleri nedeniyle dentinin yeniden ortaya çıkma tehlikesinin kritik olmayabileceğini göstermişlerdir (17).

YAPIŞTIRMA SİMANLARI İLE ETKİLEŞİM

Rezin siman IDS yüzeyine kimyasal olarak bağlanacağından, nihai simantasyon için tercih edilir. Ayrıca rezin simanlar, zamanla daha az sızıntıya yol açan düşük çözünürlük sergiler. Cam iyonomer simanlarla da etkin retansiyon sağlar ancak hiçbir koşulda çinko fosfat siman ile kullanılmamalıdır (9). Dulby ve ark. IDS’nin self adeziv rezin siman RelyX Unicem’in bağ gücünü etkilemediğini buldu. Giannini ve ark. birkaç self adeziv rezin simanı test ettikleri çalışmalarında IDS’nin

türüne bağlı olarak rezin simanın bağ dayanımını etkilediğini buldu. Bu çalışmaya göre, Panavia F2.0, RelyX Unicem ve Rely X Unicem2'nin bağ gücünün arttığı ancak Clearfil SA cement ve G-Cem in bağ gücünün etkilenmediği rapor edildi (41). Van den Breemer ve ark.nın güncel bir çalışmasında IDS, parsiyel posterior seramik restorasyonlar, geleneksel ışıkla sertleşen kompozitlerle yapıştırıldıklarında mükemmel orta vadeli prognos gösterdi (42).

IDS'nin konventional ya da self adeziv rezin simanların bağlanma dayanımını arttırdığı gösterilmiştir. Konvansiyonel rezin simanlar, bağlanma dayanımı, bağ bozunma davranışı, suda yaşlanmaya karşı duyarlılık ve su emme gibi özellikleri açısından literatürde tavsiye edilmektedir.

RESTORASYON YERLEŞİM ZAMANI

IDS ile dentin bağının stressiz bir ortamda gelişmesi için bir süre vardır (6). Magne, IDS'nin 12 haftaya kadar olan sürelerde gecikmiş restorasyon yerleştirmeyi desteklediğini savunuyor (12). Leesungbok ve ark. çeşitli termal döngü periotları altında IDS'nin bir lityum-disilikat seramiğin dentin bağ gücü üzerindeki etkisini araştırdı. 1 hafta sonra bağ kuvvetinde bir azalma ve 2 hafta sonra daha büyük bir azalma tespit ettiler. Bu yüzden yazarlar, son yapıştırmanın IDS uygulamasından sonra 1 hafta içinde olmasını şiddetle tavsiye ettiler (43).

IDS konsepti, rezin-rezin tamiri için olana benzer biçimde rezin kaplama ve yapıştırma simanı arasındaki bağın başarısına güvenir (12). 2 haftaya kadar olan süreler için geçici bir restorasyonun yerleştirilmesi, rezin-rezin bağlantısını ve van der waals etkileşimini tehlikeye atmaz ve mikromekanik kilitlenme bunu açıklayabilir (44). Ancak bunun için adeziv tabaka koşullandırılmalıdır (6). IDS uygulandığında gecikmeli restorasyon yerleşiminin sağlanabileceği iddia edilse de kalıcı restorasyon en kısa sürede yerleştirilmelidir.

MİKROSIZINTI

Bütün indirekt restorasyonların adeziv simantasyonunda iki adet bağlanma yüzeyi bulunmaktadır. Bunlardan biri rezin siman-restorasyon ara yüzü, diğeri ise mine/dentin-rezin siman veya IDS+rezin coating-rezin siman ara yüzüdür. Bir indirect adeziv restorasyonun en hassas bölümü, adeziv-dentin arayüzeyidir. Çünkü mikrosızıntı termal ve okluzal stres altındaki bir restorasyonun en büyük tehdididir (2).

Birçok çalışma gösterdi ki eğer DBA bir akışkan kompozit uygulaması ile birleştirilirse, dentin-restorasyon arayüzünde daha küçük bir boşluk oluşumu gözlenir (45). Güncel bir çalışmada Ashy ve ark. IDS uygulandığında konvansiyonel

(DDS) metoda göre simantasyondan hemen sonra daha iyi bir marjinal adaptasyon ve termal döngüden sonra daha iyi bir internal adaptasyon tesbit etti. Ancak incelenen iki teknik arasında termal döngüden sonra marjinal adaptasyonda önemli bir fark yoktu (46). Bu nedenle mikro-sızıntıyı düşürmede IDS için akışkan kompozit uygulaması ile birleştirilmiş dentin bonding ajan daha öngörülebilir sonuçlar sağlar.

AŞIRI DUYARLILIK

Geçici restorasyon aşamasında ya da kalıcı simantasyondan sonra hastanın aşırı duyarlılık semptomu yaşaması yaygındır. Vital dişlerde hasta, termal ve kimyasal uyaranlarla kısa ve keskin bir ağrı tarif eder. Preperasyon aşamasında soğutmanın yeterli olmaması ve dehidrasyon, dentin tübüllerinden sıvı hareketi veya mikro-sızıntı, aşırı duyarlılık semptomuna sebep olabilir (14). Dentin aşırı duyarlılığı genellikle 24 ay içinde düzelse de kalıcılığı hastayı bunaltabilir ve klinisyenin itibarını riske atabilir (47). Pulpadan 0,5 mm'lik bir mesafe vakaların %60'ında pulpa reaksiyonuna neden olabilirken 1mm. dentinin korunduğu dişlerin %5'inde benzer bir durum meydana gelir (48).

IDS tekniği ile sağlanan tübüllerin erken örtülenmesi, geçici fazda ve kalıcı simantasyondan sonra hassasiyeti azaltacaktır. Bu strateji hasta konforunu ve memnuniyetini arttıracaktır.

İndirect restorasyonların bir kısmı sadece mine ile ilişkili olsa da bir kısmı kaçınılmaz olarak dentin açığa çıkmasına yol açacak biçimde daha derin preperasyon gerektirmektedir (49). Bu iki doku arasındaki anatomik ve morfolojik farklılıkların iyi bilinmesi onları uygun şekilde ele almak için esastır. Mine esas olarak mineral hidroksi apatitten oluşur ve neredeyse hiç su içermez. Dentinin organik maddesi daha yüksektir ve odontoblastlar içeren, termal uyarıları, basıncı ve ağrıyı ileten dentin tübülleri içerir (50). Pulpa ve dentin embriyolojik, histolojik, ve fonksiyonel olarak aynı dokulardır; bu kısaca ayrı dokular olarak incelenmemeleri, bir pulpa-dentin kompleksi olarak görülmesi gerektiği anlamına gelir. Dentini açıkta bırakmak, pulpaya doğru açık bir yola benzer, bu da dişin canlılığını tehlikeye atar çünkü dentin yeterince kapatılmamışsa, mikro sızıntı pulpa dokusuna ulaşır (47). Sailer ve ark. yaptıkları çalışmada metal-seramik kronlar için, bir dayanak dişin canlılık kaybının en sık görülen biyolojik komplikasyon olduğunu buldular (51). Bu bulgu, dentini hermetik olarak kapatan bir tekniğin kullanımını desteklemektedir.

IDS işleminde kullanılacak bonding sisteminin seçimi de dentin hassasiyeti açısından kritik öneme sahiptir. Self etch sistemleri, tekniğe daha az duyarlıdır

ve daha yüksek penetrasyon kapasitesine sahiptir, bu da post operatif hassasiyeti en aza indirmeye yönelik bir eğilime işaret eder (52). Şu anda aşırı duyarlılığı en aza indirmek için birleştirilmiş bir protokol ve IDS prosedürünün klinik etkinliği hakkında yetersiz literatür mevcuttur. Bu nedenle daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Çalışmalar DDS'nin uygulandığı dişlerin daha düşük bağlanma gücü gösterdiğini, oysa IDS'nin gecikmiş restorasyon yerleşimini desteklediğini ve direkt kompozit uygulamalarındakine benzer bağ gücü sağladığını göstermiştir (6,26,53,54). Direkt restorasyonlar, indirekt restorasyonlara kıyasla daha yüksek bağlanma gücü sağlar (55). Bu yüzden IDS gibi, indirekt yöntemlerin bağlanma kapasitesini arttıran teknikler benimsenmelidir. Ayrıca IDS klinik randevuların sayısını arttırmaz, indirekt restorasyonların gerekli adımlarından birine dahil edilir.

SONUÇ

Literatür bize indirekt restorasyonların dentin bondinginde revize edilmiş bir protokole ihtiyaç olduğunu göstermektedir. Ölçü alma işleminden önce dentin bağlayıcı ajanın yeni kesilmiş dentine hemen uygulanması ve polimerizasyonu önerilir. IDS tekniği bağ gücünü iyileştirir, daha az boşluk oluşumu sağlar, bakteriyel sızıntıyı ve dentin hassasiyetini azaltır. Ancak ölçü materyalleri ile etkileşimden kaynaklanan sorunlar, simantasyon öncesi geçici aşama, ve şartlandırma yöntemleri daha fazla araştırma gerektirir. Bu konsept araştırmacıları adeziv tekniklerin ve malzemelerin standardizasyonu için yeni protokollerin araştırılmasına ve geliştirilmesine teşvik etmelidir. Klinisyenlerin günlük uygulamalarında IDS uygulamasını engelleyen belgelenmiş bir sebep yoktur.

KAYNAKLAR

1. Barone A, Derchi G, Rossi A, Marconcini S, Covani U. Longitudinal clinical evaluation of bonded composite inlays: a 3-year study. *Quintessence Int.* 2008 Jan;39(1):65–71.
2. Duarte S, de Freitas CRB, Saad JRC, Sadan A. The effect of immediate dentin sealing on the marginal adaptation and bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2009;102(1):1–9. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)00073-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(09)00073-0)
3. Sahin C, Cehreli ZC, Yenigul M, Dayangac B. In vitro permeability of etch-and-rinse and self-etch adhesives used for immediate dentin sealing. *Dent Mater J.* 2012;31(3):401–8.
4. Pashley EL, Comer RW, Simpson MD, Horner JA, Pashley DH, Caughman WF. Dentin permeability: sealing the dentin in crown preparations. *Oper Dent.* 1992;17(1):13–20.
5. Falkensammer F, Arnetzl GV, Wildburger A, Krall C, Freudenthaler J. Influence of different conditioning methods on immediate and delayed dentin sealing. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014;112(2):204–10. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.10.028>
6. Magne P. Immediate dentin sealing: A fundamental procedure for indirect bonded restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2005;17(3):155.
7. Paul SJ, Schärer P. Effect of provisional cements on the bond strength of various adhesive bonding systems on dentine. *J Oral Rehabil.* 1997;24(1):8–14.

8. Dietschi D, Spreafico R. Current clinical concepts for adhesive cementation of tooth-colored posterior restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1998;10(1):47-54.
9. Patel P, Thummar M, Shah D, Pitti V. Comparing the effect of a resin based sealer on crown retention for three types of cements: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2013;13(3):308-14.
10. Lee JI, Park SH. The effect of three variables on shear bond strength when luting a resin inlay to dentin. *Oper Dent*. 2009;34(3):288-92.
11. Magne P. IDS: Immediate Dentin Sealing (IDS) for tooth preparations. *J Adhes Dent*. 2014 Dec;16(6):594.
12. Magne P, So WS, Cascione D. Immediate dentin sealing supports delayed restoration placement. *J Prosthet Dent*. 2007;98(3):166-74.
13. Abu-Nawareg MM, Zidan AZ, Zhou J, Agee K, Chiba A, Tagami J, et al. Adhesive sealing of dentin surfaces in vitro: A review HHS Public Access. *Am J Dent*. 2015;28(6):321-32.
14. Ferreira-Filho RC, Ely C, Amaral RC, Rodrigues JA, Roulet JF, Cassoni A, et al. Effect of different adhesive systems used for immediate dentin sealing on bond strength of a self-adhesive resin cement to dentin. *Oper Dent*. 2018;43(4):391-7.
15. Chersoni S, Suppa P, Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Yiu C, et al. In vivo and in vitro permeability of one-step self-etch adhesives. *J Dent Res*. 2004;83(6):459-64.
16. Grégoire G, Joniot S, Guignes P, Millas A. Dentin permeability: Self-etching and one-bottle dentin bonding systems. *J Prosthet Dent*. 2003;90(1):42-9.
17. Stavridakis MM, Krejci I, Magne P. Immediate dentin sealing of onlay preparations: thickness of pre-cured Dentin Bonding Agent and effect of surface cleaning. *Oper Dent*. 2005;30(6):747-57.
18. Spohr AM, Borges GA, Platt JA. Thickness of immediate dentin sealing materials and its effect on the fracture load of a reinforced all-ceramic crown. *Eur J Dent*. 2013;7(4):474-83.
19. Hashimoto M, Sano H, Yoshida E, Hori M, Kaga M, Oguchi H, et al. Effects of multiple adhesive coatings on dentin bonding. *Oper Dent*. 2004;29(4):416-23.
20. Murata T, Maseki T, Nara Y. Effect of immediate dentin sealing applications on bonding of CAD/CAM ceramic onlay restoration. *Dent Mater J*. 2018;37(6):928-39.
21. van den Breemer CR, Özcan M, Pols MR, Postema AR, Cune MS, Gresnigt MM. Adhesion of resin cement to dentin: effects of adhesive promoters, immediate dentin sealing strategies, and surface conditioning. *Int J Esthet Dent*. 2019;14(1):52-63.
22. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NRFA, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *J Dent*. 2004;32(1):55-65.
23. Duarte RM, De Goes MF, Montes MAJR. Effect of time on tensile bond strength of resin cement bonded to dentine and low-viscosity composite. *J Dent*. 2006;34(1):52-61.
24. dos Santos-Daroz CB, Oliveira MT, de Góes MF, Nikaido T, Tagami J, Giannini M. Bond strength of a resin cement to dentin using the resin coating technique. *Braz Oral Res*. 2008;22(3):198-204.
25. Yazigi C, Kern M, Chaar MS. Influence of various bonding techniques on the fracture strength of thin CAD/CAM-fabricated occlusal glass-ceramic veneers. *J Mech Behav Biomed Mater [Internet]*. 2017;75(July):504-11. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.08.016>
26. Van Den Breemer CRG, Gresnigt MMM, Cune MS. Cementation of Glass-Ceramic Posterior Restorations: A Systematic Review. *Biomed Res Int*. 2015;2015.
27. Burke FJT. Survival rates for porcelain laminate veneers with special reference to the effect of preparation in dentin: A literature review. *J Esthet Restor Dent*. 2012;24(4):257-65.
28. Gresnigt MMM, Cune MS, De Roos JG, Özcan M. Effect of immediate and delayed dentin sealing on the fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithiumdisilicate laminate veneers. *Dent Mater [Internet]*. 2016;32(4):e73-81. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2016.01.001>

29. Gresnigt MMM, Cune MS, Schuitemaker J, van der Made SAM, Meisberger EW, Magne P, et al. Performance of ceramic laminate veneers with immediate dentine sealing: An 11 year prospective clinical trial. *Dent Mater* [Internet]. 2019;35(7):1042–52. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.04.008>
30. Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res*. 1990 Oct;69(10):1652–8.
31. Magne P, Nielsen B. Interactions between impression materials and immediate dentin sealing. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2009;102(5):298–305. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60178-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60178-5)
32. Ghiggi PC, Steiger AK, Marcondes ML, Mota EG, Burnett LH, Spohr AM. Does immediate dentin sealing influence the polymerization of impression materials? *Eur J Dent*. 2014;8(3):366–72.
33. Verma P, Kumar V, Khakiani MI, Pandya H V, Nathani TI, Bhanushali N V. Effect of Immediate Dentin Sealing on Polymerization of Elastomeric Materials: An Ex Vivo Randomized Controlled Trial. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2019;12(4):288–92.
34. Sinjari B, D'Addazio G, Murmura G, Di Vincenzo G, Semenza M, Caputi S, et al. Avoidance of interaction between impression materials and tooth surface treated for immediate dentin sealing: An in vitro study. *Materials (Basel)*. 2019;12(20).
35. Schoenbaum TR, Ercus S, Snowden J. Reverse spot bonding: a novel technique for provisionalization with immediate dentin sealing. *Compend Contin Educ Dent*. 2012 May;33(5):374–7.
36. Takimoto M, Ishii R, Iino M, Shimizu Y, Tsujimoto A, Takamizawa T, et al. Influence of temporary cement contamination on the surface free energy and dentine bond strength of self-adhesive cements. *J Dent* [Internet]. 2012;40(2):131–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2011.11.012>
37. Hironaka NGL, Ubaldini ALM, Sato F, Giannini M, Terada RSS, Pascotto RC. Influence of immediate dentin sealing and interim cementation on the adhesion of indirect restorations with dual-polymerizing resin cement. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018;119(4):678.e1–678.e8. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.02.001>
38. Bayindir F, AKYIL MS, Bayindir Y ziya. Original paper on Composite Funda of Eugenol Resin and Retention and Containing Microhardness Temporary of Cement Cured Permanent Cement Composite resins are commonly used for cores for both vital and nonvital teeth . Their properties allow the completion. *Dent Mater J*. 2003;22(4):592–9.
39. Leirskar J, Nordbø H. The effect of zinc oxide-eugenol on the shear bond strength of a commonly used bonding system. *Endod Dent Traumatol*. 2000 Dec;16(6):265–8.
40. Falkensammer F, Arnetzl GV, Wildburger A, Krall C, Freudenthaler J. Influence of different conditioning methods on immediate and delayed dentin sealing. *J Prosthet Dent*. 2014 Aug;112(2):204–10.
41. Dalby R, Ellakwa A, Millar B, Martin FE. Influence of immediate dentin sealing on the shear bond strength of pressed ceramic luted to dentin with self-etch resin cement. *Int J Dent*. 2012;2012.
42. Van den Breemer CRG, Buijs GJ, Cune MS, Özcan M, Kerdijk W, Van der Made S, et al. Prospective clinical evaluation of 765 partial glass-ceramic posterior restorations luted using photo-polymerized resin composite in conjunction with immediate dentin sealing. *Clin Oral Investig*. 2021;25(3):1463–73.
43. Leesungbok R, Lee SM, Park SJ, Lee SW, Lee DY, Im BJ, et al. The effect of IDS (immediate dentin sealing) on dentin bond strength under various thermocycling periods. *J Adv Prosthodont*. 2015;7(3):224–32.
44. Papacchini F, Dall'Oca S, Chieffi N, Goracci C, Sadek FT, Suh BI, et al. Composite-to-composite microtensile bond strength in the repair of a microfilled hybrid resin: effect of surface treatment and oxygen inhibition. *J Adhes Dent*. 2007 Feb;9(1):25–31.
45. Medina ADC, De Paula AB, De Fucio SBP, Puppim-Rontani RM, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA. Marginal adaptation of indirect restorations using different resin coating protocols. *Braz Dent J*. 2012;23(6):672–8.

46. Ashy L, Marghalani H, Silikas N. In Vitro Evaluation of Marginal and Internal Adaptations of Ceramic Inlay Restorations Associated with Immediate vs Delayed Dentin Sealing Techniques. *Int J Prosthodont*. 2020;33(1):48–55.
47. Van Den Breemer C, Gresnigt M, Özcan M, Kerdijk W, Cune M. Prospective randomized clinical trial on the survival of lithium disilicate posterior partial crowns bonded using immediate or delayed dentin sealing: Short-term results on tooth sensitivity and patient satisfaction. *Oper Dent*. 2019;44(5):E212–22.
48. Camps J, Déjou J, Rémusat M, About I. Factors influencing pulpal response to cavity restorations. *Dent Mater*. 2000;16(6):432–40.
49. Nattress BR, Youngson CC, Patterson CJW, Martin DM, Ralph JP. An in vitro assessment of tooth preparation for porcelain veneer restorations. *J Dent*. 1995;23(3):165–70.
50. Chai H. On the mechanical properties of tooth enamel under spherical indentation. *Acta Biomater* [Internet]. 2014;10(11):4852–60. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2014.07.003>
51. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater* [Internet]. 2015;31(6):603–23. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.02.011>
52. Mithiborwala S, Chaugule V, Munshi A, Patil V. A comparison of the resin tag penetration of the total etch and the self-etch dentin bonding systems in the primary teeth: An in vitro study. *Contemp Clin Dent*. 2012;3(2):158–63.
53. Akehashi S, Takahashi R, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J. Enhancement of dentin bond strength of resin cement using new resin coating materials. *Dent Mater J*. 2019;38(6):955–62.
54. Shafiei F, Aghaei T, Jowkar Z. Effect of proanthocyanidin mediated immediate and delayed dentin sealing on the strength of premolars restored with composite resin inlay. *J Clin Exp Dent*. 2020;12(3):e235–41.
55. Zorba YO, Ilday NO, Bayindir YZ, Demirbuga S. Comparing the shear bond strength of direct and indirect composite inlays in relation to different surface conditioning and curing techniques. *Eur J Dent*. 2013;7(4):436–41.

Bölüm 23

RESTORATİF DİŞ HEKİMLİĞİNDE İNDİREKT ADEZİV RESTORASYONLARDA SERVİKAL MARJİN RELOKASYONU (CERVICAL MARGIN RELOCATION)

Candan AYDIN HOŞ¹

Servikal Marjin Relokasyonu (CMR), diş eti dokularının altında bulunan proksimal kavite kenarlarını yükseltmek için direkt rezin kompozit materyalden oluşan bir tabakanın yerleştirilmesidir (1). Posterior dişlerdeki mine-sement sınırının altına uzanan büyük proksimal çürük defektlerine klinikte sık rastlanmaktadır. Adeziv teknolojisindeki gelişmeler ve artan estetik talepler nedeniyle, bu gibi durumlarda tedavi planı genellikle indirekt adeziv restorasyonlardır. Ancak derin servikal sınıra sahip kaviteleri restore ederken iki önemli klinik sorun ortaya çıkabilir. Biyolojik genişliğin ihlali olabilir ya da teknik operasyonel problemler görülebilir (2). Komşu yumuşak ve sert periyodontal dokular üzerinde zararlı etkilerden kaçınmak için “biyolojik genişlik” korunmalıdır (3). Restoratif sınırlarla alveol kret arasında 3 mm veya daha fazla mesafenin gerekli olduğu düşünülür (3). Teknik operasyonel problemler ise subgingival bölgelerde diş preperasyonundaki zorluklarla başlar. Ölçü alma, restorasyonun adeziv simantasyonu ve marjinlerin bitirme ve cilalama aşamalarındaki zorluklarla devam eder (4). Bahsedilen sorunların çoğu yetersiz görüş, kavitenin derin kısımlarına erişim zorluğu ve operasyon alanının imkansız veya yetersiz izolasyonu ile ilgilidir. Bu da klinik işlemler esnasında kan ve tükürük kontaminasyonuna yol açar (5).

CMR kavramı ilk olarak 1998 yılında Dietschi ve Spreafico tarafından ortaya atılmıştır. Klinik prosedürleri daha basit hale getirmek ve hata riskinden kaçınmak için “Servikal Marj Relokasyonu” (CMR) tekniğini tanıttılar (1). 2012’de Magne ve Spreafico aynı tekniğe “Derin Kenar Yükseltmesi” (DME) olarak atıfta bulunmuştur (6). “Proksimal Kutu Elevasyonu” da literatürde yer almaktadır (7).

DERİN MARJİN ELEVASYONUNUN PRENSİPLERİ

Bu konsept, servikal sınırı supragingival olarak yeniden konumlandırmak için proksimal alanların en derin kısımlarına kompozit rezin uygulanmasını öner-

1 Dr. Öğr. Üyesi, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD., Bolu, Türkiye, candanaydin@gmail.com

mektedir. Bu da rubber dam izolasyonunu, ölçü almayı ve indirekt restorasyonun adeziv simantasyonunu kolaylaştıracaktır (1,6). CMR tekniği bir dereceye kadar, cerrahi kron uzatmaya non-invaziv bir alternatif olarak düşünülebilir.

Asitlenmiş mineye adeziv bağlanmanın dentin ve semente adezyondan daha güçlü ve daha sürdürülebilir olduğu iyi bilinmektedir (8). Derin bir subgingival defekt durumunda, genellikle mine mevcut değildir ya da çok ince bir tabaka halindedir. Sadece dentin ve sement mevcuttur. Bu durum marjinal sızdırmazlık açısından düşünülmelidir (9). Literatür kaynaklarının çoğu CMR'nin üç adımlı bir total-etch adeziv sistemi kullanılarak yürütülmesi gerektiği sonucuna varmaktadır (6,7,10). Başka bir yaklaşım, minenin selektif asitlenmesini içeren iki aşamalı self-etch adeziv sisteminin kullanılmasını önerir (7,10). CMR için kullanılan farklı kompozit malzeme türleri söz konusu olduğunda, geleneksel restoratif kompozitler ve akıcı kompozitler veya bunların kombinasyonu uygulanabilir (2,6,7). Ayrıca tekniğin uygulanması için yüksek dolduruculu akışkan kompozitler veya bulk-fill kompozitler oldukça uygundur (10,11).

KLİNİK PROSEDÜR

Kompozit rezin materyalin gözenekliliği, plak birikimi ve restorasyonun uzun ömürlülüğü ile ilgili önemli bir faktördür. Klinik uygulama sırasında kompozit materyal içersine havanın dahil edilmesi, niteliklerini olumsuz yönde etkilemekte ve içersinde kusurların oluşmasına yol açmaktadır (12). Bu kusurlar kompozit malzeme içinde kırılmalara neden olabilir, bu da bükülme, çekme, aşınma ve sıkıştırmaya karşı direncin azalmasına neden olur. Ayrıca bu şekilde oluşan kırıklar, kompozit malzeme içindeki su moleküllerinin difüzyonunu hızlandırabilir (13,14).

İndirekt adeziv restorasyon ölçüsü almadan önce, derin servikal sınırı yükseltmek için uygulanan rezin kompoziti elmas frezler ve diskler, fırçalarla iyice polisajlanmalıdır (6,7,10).

Bresser ve ark. posterior CMR olan 197 indirekt adeziv restorasyonu klinik olarak değerlendirmişlerdir. Restorasyonların tatmin edici klinik sonuca sahip olduğunu, ancak restorasyonların zamanla bozulması nedeniyle daha uzun takip edilmesi gerektiği sonucuna varmıştır (15).

CMR tekniği hazırlık, ölçü alma ve simantasyon esnasında indirekt adeziv restorasyonun sınırlarının daha iyi kontrol edilmesini amaçlar (1,16). Ancak sement ve dentine bağlanma kalitesini arttırmaz (17,18). Ayrıca hibrit tabakanın arayüzündeki sürekli bozunmasından kaçınılamaz (19).

MARJİNAL ADAPTASYON

Çalışmaların çoğu, CMR uygulanan indirekt adeziv restorasyonların marjin kalitesinde, direkt dentin üzerine yerleştirilen indirekt adeziv restorasyonların marjin kalitesinden önemli bir fark bulamadı (20–23).

CMR için kullanılan malzemeyle ilgili yapılan çalışmada Spreafico R. ve ark. akışkan ve geleneksel restoratif kompozitler arasında marginal adaptasyon bakımından önemli bir fark bulamadı.

Köken S. ve ark.'nın CMR tekniğinin marjinal sızdırmazlık üzerindeki etkisini araştırdıkları, farklı viskoziteye sahip iki tip kompozit ile yaptıkları CMR çalışmasında, dentin-CMR kompozit arayüzü sızıntı miktarları farklılık göstermedi. Ancak CMR'nin kullanılmadığı durumlarda dentin arayüzünde sızıntı miktarı oldukça düşüktü. Tüm vakalarda dentin arayüzünde, mine arayüzüne göre daha belirgin sızıntı kaydedilmiştir (24).

Self-adeziv rezin simanların CMR için materyal olarak potansiyel kullanımı, kolay klinik kullanım nedeniyle araştırılmıştır. Elde edilen cesaret kırıcı sonuçlara ve dentine marjinal adaptasyonun önemli ölçüde düşük kalitesine dayanarak, çeşitli self-adeziv simanlar arasında farklar olmasına rağmen, klinik uygulamada bu endikasyon için tavsiye edilmediler (11,24).

Proksimal kutu servikal kenarında CMR için tek veya çok tabakalı kompozit uygulaması marjinal adaptasyon açısından incelendi. Özellikle CMR olmadan doğrudan dentine bağlanmanın, üç tabakalı CMR kompozit ile karşılaştırılabilir olduğu bulundu. Ancak yalnızca tek tabaka halinde uygulanan CMR'den önemli ölçüde daha iyidir (11,24).

Müller ve ark. inleylerin doğrudan dentine veya CMR için kullanılan kompozite bağlanmasında marjinal bütünlük açısından herhangi bir fark gözlemedi (23).

İDEAL CMR MALZEMESİ

Servikal sınırın supragingival relokasyonu için kullanılan en uygun adeziv sistem ve kompozit materyalle ilgili olarak güncel literatürde çeşitli öneriler mevcuttur. Çalışmaların çoğu Optibond FL (Primer and adhesive, Kerr Corp., Orange, CA, USA) , Syntac (Primer, Adhesive and Heliobond, Ivoclar Vivadent, Lichtenstein) gibi geleneksel üç adımlı total etch sistemi kabul eder (6,7,10). Ya da iki basamaklı self-etch adeziv sistemler kullanılabilir (10). Bahsedilen çalışmalara göre CMR tekniği için hem akıcı hem de geleneksel visküz restoratif kompozitlerin her iki tipi de seçilebilir.

Ancak akışkanlar kalın tabakalar halinde kullanılmamalı, kalınlıkları 1-1,5 mm ile sınırlandırılmalıdır (10,11). Marjin, dişeti kenarının en az 0,5 mm üzerine yerleştirilmelidir (10). Eğer daha fazla materyal gerekiyorsa, akışkan ve geleneksel restoratif kompozit birlikte önerilir (10). Son kompozit tabakasının ışıqla polimerizasyonu, bazı ölçü materyallerinin sertleşmesini önleyebilecek yüzeyel oksijen inhibisyon tabakasını ortadan kaldırmak için kalın bir gliserin jel tabakası ile korunmalıdır (6).

UYGULAMA TEKNİĞİ

Vanezian'ye göre, teknik ve biyolojik parametrelere dayalı olarak üç farklı klinik durum tanımlanabilir (2). Sadece Grade 1de yani lastik örtü sulkusa servikal sınırı gösterecek kadar doğru bir şekilde yerleştirilebildiğinde, sınırın koronal yer değiştirmesi gerçekleştirilebilir. Diğer iki durumda, sınırın cerrahi olarak açılması (Grade 2) veya klinik kronun cerrahi olarak uzatılması (Grade 3), çalışma alanının doğru şekilde izole edilmesi için gereklidir. Bu önerilere göre, eğer servikal preperasyon bir rubber dam ve bir matris ile mükemmel bir şekilde izole edilmişse, CMR tekniği gerçekten de kontrendikedir (6,10).

Paslanmaz çelik ya da şeffaf, çevresel veya kesitsel matrisin kullanımı önerilir (2,6,7,10,11). Özellikle yeterli çıkış profiline sahip ve supragingivale sıkı oturan konverjen matris önerilir (6,10). Ayrıca matrisin yüksekliği 2-3 mm ye düşürülmesi önerilir. CMR'nin yüksekliğinden biraz daha yüksektir. Bu şekilde matris subgingival olarak kayabilir. Ve marjı daha verimli bir şekilde kapatabilir. Ayrıca çok derin ve lokalize subgingival vakalarda son seçenek matris içinde matris seçeneği olabilir (6).

Kama ile ilgili olarak , kamanın tipik olarak mümkün olmadığı veya her zaman mümkün olmadığı bildirilmesine rağmen, yayınlanan makalelerde sunulan klinik vakaların çoğunda, matris, tahta kama ile birlikte uygulandı (6,10).

NİHAİ RESTORASYONU SİMANTASYONUNDAN ÖNCE CMR MATERYALİNİNİN YÜZEY İŞLEMLERİ

İyi tanımlanmış marjlar elde etmek için, ölçü alınmadan önceki son adım olarak servikal sınıra yerleştirilen restoratif materyalin bitirilmesi ve parlatılması gerekmektedir. Fazla kompozit materyalin uzaklaştırılmasında bir bistüri veya bir orak kazıyıcı kullanılabilir (6). Optimal kavite tasarımı elde etmek için fazla malzemeyi uzaklaştırmak, bitirme ve cilalama için ince elmas döner aletler önerilir (7,10). Ölçü almadan önce Magne ve Spreafico subgingival alanda CMR kompozit rezin

adaptasyonunu değerlendirmek ve boşluk veya çıkıntı olmadığından emin olmak için bir bite-wing radyografi taviye eder (6). Makalelerin çoğu kompozitin air-abrazyon kullanılarak kumlama ile temizlenmesini önermektedir (6,10).

SERVİKAL MARJİN RELOKASYONU'NUN PERİYODONTAL DOKULARA ETKİSİ

Başarılı restorasyonlar hiç şüphesiz ki periyodontal sağlıkla çok ilişkilidir (25). Subgingival yerleşimli sınırlar kaçınılmaz olarak periyodontal dokuları etkiler (26). Restorasyonu planlanan dişin etrafındaki biyolojik genişlik dikkatli bir şekilde değerlendirilmelidir. Periyodonsiyumun sağlığı için restoratif sınırlar ile alveol kret arasında en az 3 mm mesafe olmalıdır (3,27). Sondalamada kanama olmaması ve 4 mm'den az sondalama cep derinliği periyodontal sağlık için ana göstergelerdir (28).

Marco Ferrari ve ark.nın CMR tekniğinin periyodontal sağlık üzerine etkisiyle ilgili 12 aylık çalışmasının sonuçları, CMR tekniğinin uygulandığı dişlerde kemik kretine 2 mm veya daha yakına yerleştirilen derin marjlara sahip restorasyonların yapıldığı durumlarda sondalamada kanama olabileceğini göstermiştir (29). CMR tekniği uygulandıktan sonra indirekt restorasyonun kenarları diş eti dokularının üzerine kaldırılır. Ancak diş ile teknik için kullanılan kompozit materyal arasındaki sınır hala subgingivaldedir. Bu durum diş eti iltihabına, periyodontal ataşman kaybına ve kemik kaybına sebep olabilir (30). Araştırmaya dayalı kanıtlar, diş etinin altında yer alan sınırlar ile sondalamada kanama insidansında artan bir korelasyon olduğunu göstermektedir (30,31).

SONUÇ

CMR indirekt adeziv restorasyonlarla tedavi edilmeye bağlı, subgingival kavite marjlarına sahip sınıf II interproksimal defektler mevcut olduğunda uygulanabilir (1,6,32). Restorasyonu planlanan dişin etrafındaki biyolojik genişliğin zarar görmemesi için dikkatli bir şekilde dikkate alınması gerekir (3). Ancak tekniğin uygulanmasını destekleyen kanıtlar tamamen olumlu etkisi hakkında bir sonuca varmak için yetersizdir (7,15,24,29,33). Her şey gözönüne alındığında CMR'nin, tedavinin uzun vadeli sonuçları ve periyodontal dokular için tamamen faydalı olduğunu ve biyolojik genişliğe uyum yoksa cerrahi kron uzatma veya ortodontik ekstrüzyona alternatif temsil edebileceğini ima etmek için daha fazla araştırma, bilimsel kanıt ve daha uzun takip gerekli olduğu sonucuna varılabilir.

KAYNAKLAR

1. Dietschi D, Spreafico R. Current clinical concepts for adhesive cementation of tooth-colored posterior restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1998;10(1):47-54.
2. Veneziani M. Adhesive restorations in the posterior area with subgingival cervical margins: new classification and differentiated treatment approach. *Eur J Esthet Dent*. 2010;5(1):50-76.
3. Ingber JS, Rose LF, Coslet JG. The "biologic width"--a concept in periodontics and restorative dentistry. *Alpha Omegan*. 1977;70(3):62-5.
4. Vanini L, Casinelli M, Frascaria M, Angelis F De, Vadini M. Adhesive Cementation of Indirect Composite. *Compendium*. 2015;36(8).
5. Keys W, Carson SJ. Rubber dam may increase the survival time of dental restorations. *Evid Based Dent*. 2017;18(1):19-20.
6. Magne P SR, Magne P, Spreafico R. Deep margin elevation: a paradigm shift. *Am J Esthet Dent*. 2012;2(2):86-96.
7. Kielbassa AM, Philipp F. Restoring proximal cavities of molars using the proximal box elevation technique: Systematic review and report of a case. *Quintessence Int (Berl)*. 2015;46(9):751-64.
8. Cardoso M V., De Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J*. 2011;56(SUPPL. 1):31-44.
9. Perdigão J. Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Am*. 2002;46(2):8532.
10. Rocca GT ommas., Rizcalla N, Krejci I, Dietschi D. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II. Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication. *Int J Esthet Dent*. 2015;10(3):392-413.
11. Dietschi D, Spreafico R. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part I. Historical perspectives and clinical rationale for a biosubstitutive approach. *Int J Esthet Dent [Internet]*. 2015;10(2):210-27. Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84953342603&partnerID=40&md5=56706bfdaffc714b8ac7e934dd3c-be8b>
12. Truffier-Boutry D, Gallez XA, Demoustier-Champagne S, Devaux J, Mestdagh M, Champagne B, et al. Identification of free radicals trapped in solid methacrylated resins. *J Polym Sci Part A Polym Chem*. 2003;41(11):1691-9.
13. Opdam NJM, Roeters JJM, Joosten M, Veeke O Vd. Porosities and voids in Class I restorations placed by six operators using a packable or syringable composite. *Dent Mater*. 2002;18(1):58-63.
14. KD. J. Restorative resins: Abrasion vs mechanical properties. *Scand J Dent Res*. 1980;88(6):557-68.
15. Bresser RA, Gerdolle D van den HI, Sluiter-Pouwels LMA, Cune MS GM. Up to 12 years clinical evaluation of 197 partial indirect restorations with deep margin elevation in the posterior region. *J Dent*. 2019;91.
16. Dietschi D SR. Adhesive metal-free restorations: current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth. *Quintessence Pub Co*. 1997. 60-77 p.
17. Ferrari M, Cagidiaco MC DC. Resistance of cementum in Class II and V cavities to penetration by an adhesive system. *Dent Mater*. 1997;13(3):157-62.
18. Tjäderhane L, Nascimento FD, Breschi L, Mazzoni A, Tersariol ILS, Geraldeli S, et al. Optimizing dentin bond durability: Control of collagen degradation by matrix metalloproteinases and cysteine cathepsins. *Dent Mater [Internet]*. 2013;29(1):116-35. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2012.08.004>
19. Liu Y, Tjäderhane L, Breschi L, Mazzoni A, Li N, Mao J, et al. Limitations in bonding to dentin and experimental strategies to prevent bond degradation. *J Dent Res*. 2011;90(8):953-68.
20. Frankenberger R, Hehn J, Hajtó J, Krämer N, Naumann M, Koch A, et al. Effect of proximal box elevation with resin composite on marginal quality of ceramic inlays in vitro. *Clin Oral Investig*. 2013;17(1):177-83.

21. Zaruba M, Göhring TN, Wegehaupt FJ, Attin T. Influence of a proximal margin elevation technique on marginal adaptation of ceramic inlays. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(2):317–24.
22. Spreafico R, Marchesi G, Turco G, Frassetto A, Di Lenarda R, Mazzoni A, et al. Evaluation of the in vitro effects of cervical marginal relocation using composite resins on the marginal quality of CAD/CAM crowns. *J Adhes Dent.* 2016;18(4):355–35562.
23. Müller V, Friedl KH, Friedl K, Hahnel S, Handel G, Lang R. Influence of proximal box elevation technique on marginal integrity of adhesively luted Cerec inlays. *Clin Oral Investig.* 2017;21(2):607–12.
24. Köken S, Juloski J, Sorrentino R, Grandini S, Ferrari M. Marginal sealing of relocated cervical margins of mesio-occluso-distal overlays. *J Oral Sci.* 2018;60(3):460–8.
25. Padbury A, Eber R, Wang HL. Interactions between the gingiva and the margin of restorations. *J Clin Periodontol.* 2003;30(5):379–85.
26. Broadbent JM, Williams KB, Thomson WM, Williams SM. Dental restorations: A risk factor for periodontal attachment loss? *J Clin Periodontol.* 2006;33(11):803–10.
27. S. K. The biologic width--periodontalrestorative relationship. *Singapore Dent J.* 1989;14(1):13–5.
28. Chapple ILC, Mealey BL, Van Dyke TE, Bartold PM, Dommisch H, Eickholz P, et al. Periodontal health and gingival diseases and conditions on an intact and a reduced periodontium: Consensus report of workgroup 1 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *J Periodontol.* 2018;89(December 2017):S74–84.
29. Ferrari M, Köken S, Grandini S, Ferrari Cagidiaco E, Joda T, Discepoli N. Influence of cervical margin relocation (CMR) on periodontal health: 12-month results of a controlled trial. *J Dent.* 2018;69(October 2017):70–6.
30. Schätzle M, Lang NP, Ånerud Å, Boysen H, Bürgin W, Loe H. The influence of margins of restorations on the periodontal tissues over 26 years. *J Clin Periodontol.* 2001;28(1):57–64.
31. Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *J Clin Periodontol.* 1983;10(6):563–78.
32. Morimoto S, Rebello De Sampaio FBW, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Dent Res.* 2016;95(9):985–94.
33. Juloski J, Köken S, Ferrari M. No correlation between two methodological approaches applied to evaluate cervical margin relocation. *Dent Mater J.* 2020;39(4):624–32.

Bölüm 24

RESTORATİF DİŞ HEKİMLİĞİNDE İNLEY VE ONLEY RESTORASYONLAR

Seda Nur KARAKAŞ¹

GİRİŞ

Diş rengindeki restorasyonlara olan talep son on yılda önemli ölçüde artmıştır (1). Posterior dişler bile estetik restorasyonlara olan talep artmaktadır. Amalgam ve altın, uzun bir klinik başarı ve biyouyumluluk geçmişine sahip materyaller olmasına rağmen , posterior dişler için bile doğal diş yapısına benzeyen bir restorasyon isteği yüksek olduğundan, hastalar sıklıkla bu tedavi seçeneklerini reddeder (2). Konservatif retoratif diş hekimliği, arka dişlerin minimal invaziv bir şekilde rehabilitasyonu için çok çeşitli teknikler ve sistemler ile sağlanır. Doğrudan veya dolaylı olarak yerleştirilen reçine kompozit malzemeler, metalik olmayan, diş rengindeki restoratif tedavilerin en iyi alternatifleri arasındadır (3).

Kompozit rezin materyalleri genellikle bir matris (organik polimer) ve farklı tiplerde doldurucu maddelerinden (inorganik parçacıkların kombinasyonu) oluşur. Kompozit reçinelerin klinik, fiziksel ve mekanik özellikleri, doldurucuların hacimdeki yüzdesine, partikül boyutuna ve doldurucuların yük ve matris bağlanmasına bağlıdır. Aslında, dolgu partikülünün yüklemesi ne kadar fazla olursa, aşınma direnci o kadar az olur(4). Rezinler, çeşitli polimerizasyon cihazları yöntemleriyle monomerden polimere dönüştürülür. Kontrollü polimerizasyon derecesi ayrıca gerilme mukavemetini, aşınma direncini, kırılma tokluğunu ve renk stabilitesini de geliştirir (5, 6).

Direkt restorasyonlarda ışıkla sertleşen rezin kompozit materyal hazırlanan kaviteye direkt olarak yerleştirilir. Bu prosedürün sunduğu en büyük avantaj, modern minimal invaziv konservatif restoratif diş hekimliğinin diş yapısının maksimum korunmasına izin vermesidir. Ek olarak, genellikle nispeten düşük maliyetlerle tek bir tedavi randevusunda gerçekleştirilirler. Bununla birlikte, direkt restorasyonlar polimerizasyon büzülmesi ve düşük aşınma direnci ile ilişkilidir(7, 8). İndirekt teknik ise hazırlanan dişin bir ölçüsünü alarak restorasyonun ağız dı-

¹ Öğr. Gör., Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AD., dtsedanur@gmail.com

şında üretilmesini içerir. Bu teknik, yapıştırma boşluğunun genişliğine kadar polimerizasyon büzülmesi gibi direkt rezin kompozitlerinin bazı dezavantajlarının üstesinden gelir(9). Ayrıca, inley/onley'i ışık veya ısı ile sonradan kürleyerek daha iyi fiziksel ve mekanik özellikler, ideal oklüzal morfoloji, proksimal şekillendirme ve karşıt doğal diş yapısıyla aşınma uyumluluğu sağlar(10, 11). Bununla birlikte, bu teknik daha fazla zaman alıcıdır ve ekstra maliyet ve randevular gerektirir, bu da hastanın istekleri ve bütçesinin dışında olabilir.

İNLEY VE ONLEY RESTORASYONLARI

İnley ve onley restorasyonlar, dişin sadece bir kısmının restore edilerek kron içi uygulanan yapılardır. İnleyleyler diş tüberküllerini içine almadan yapılan restorasyonlarken, onleyleyler ise en az bir tüberkülün dahil edildiği restorasyonları ifade eder. İnley ve onley restorasyonlar tam krona göre daha az mine dokusu uzaklaştırılmasıyla dişin kronun daha fazla korunmasını sağlar (12).

Yapım tekniklerine göre inley ve onley restorasyonlar:

1. Direkt uygulanan restorasyonlar
2. İndirekt uygulanan restorasyonlar

DİREKT İNLEY VE ONLEY RESTORASYONLAR

Direkt yöntemle hazırlanan inley-onley restorasyonlar ölçü alınmadan yapılabilirler. Ağız içerisindeki kavite etrafına yapışmayı önleyici seperatör sürülür ve 2 mm'lik tabakalar şeklinde kompozit rezin uygulanır ve ışık cihazıyla polimerizasyonu yapılır. Restorasyon bitirildikten sonra gerekli düzeltmeler yapılır ve restorasyon ağız içinden çıkartılır. Daha sonra restorasyonun asıl polimerizasyonu, ışık veya ısı-ısı fırınlarında gerçekleştirilir.

İNDİREKT İNLEY VE ONLEY RESTORASYONLAR

İndirekt yöntemle hazırlanan restorasyonlarda dişin preparasyonu bitirildikten sonra geleneksel yöntemle veya dijital yöntemlerle ölçüsü alınır. Daha sonra analog veya dijital model üretilir. Model üzerinde metal, kompozit veya seramik ve seramik benzeri materyaller kullanılarak restorasyonlar üretilebilir.

İndirekt teknikle üretilen inley-onleyleyleri üretmek için farklı materyaller kullanılabilir. Üretildikleri materyale göre 3 gruba ayrılır(13):

- Döküm metal inley-onleyleyler,
- Kompozit rezin inley-onleyleyler,
- Seramik inley-onleyleyler

KOMPOZİT REZİN İNLEYLER VE ONLEYLER

İndirekt kompozit rezin inley ve onley restorasyonlar, ağız ortamının dışında ışıık, ısı ve/veya basınçla polimerize edilebilir ve uyumlu bir rezin siman ile dişe yapıştırılabilir. Bu işlemin amacı, özellikle büyük Sınıf II preparasyonlarda, direkt uygulanan kompozit rezin restorasyonların bazı sınırlamalarının üstesinden gelmektir. Böylece marjinal uyum, proksimal temaslar, anatomik form, renk uyumu, polimerizasyon büzülmesi, kaviteye erişim ve aşınma direncinin kontrolü kolaylaştırılabilir(9). Ek olarak, indirekt teknik, polimerizasyonlarının tamamlanması sonucu ortaya çıkan direkt kompozit rezin restorasyonlarının potansiyel nörotoksik etkilerini azaltabilir (14). Bununla birlikte, indirekt kompozit rezin restorasyonların marjinal adaptasyon ve aşınma direncinden dolayı üstünlüğü tartışmalıdır(3, 15). Kuijs ve ark.(16) ayrıca direkt ve indirekt onley kompozit rezin restorasyonlarının okluzal ve proksimal temaslar, postoperatif hassasiyet ve renk için karşılaştırılabilir sonuçlar sağladığını bildirdi. Ayrıca, en az 10 yıllık takip süresi olan 2 prospektif klinik çalışma, direkt ve indirekt olarak yerleştirilmiş kompozit rezin restorasyonlar arasında, esas olarak kırık veya ikincil çürük nedeniyle %16 ila %20'lik benzer bir başarısızlık oranı göstermiştir.(17, 18). Azı dişlerinde daha yüksek başarısızlık oranları, istmus interkusal mesafenin üçte ikisinden fazla olduğunda dolaylı kompozit rezin restorasyonlarla belgelenmiştir (19).

Kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin güçlendirilmesiyle 'polyglass' adı verilen dental seromer (CERamic Optimized polyMERS) grubu seramik polimerler geliştirilmiştir. Seromerler yapılarına eklenen ışııkla polimerize olan mikrocamlar sayesinde yüksek aşınma direncine sahiptirler. Seromerlerin direkt ve indirekt kompozitlerden farklı matriks yapısında daha fazla inorganik doldurucu içermesidir. Seromerin yapısındaki polifonksiyonel gruplar yüksek oranda çapraz ve çift bağ dönüşümünü sağlayarak materyalin dayanımını artırır(20). Materyallerin inorganik doldurucuları bazılarında mikrocamlar ve seramik partiküllerinden oluşurken bazılarında fiber parçacıklarından oluşmaktadır (21). Eklenen fiber parçacıkları bazıları; silika fiberler, cam fiberler, karbon fiberler, grafit fiberler, kuartz, fiberglas ve kevlar fiberlerdir (22).

Mikrocamlı içerikli seromer materyallerinden bazıları; Artglass (Kulzer) (%72 doldurucu oranı), Targis (Ivoclar) (%76 doldurucu oranı), Conquest (Jeneric Pentron) (%79 doldurucu oranı), Adoro (Ivoclar) (%80 doldurucu oranı), Gradia İndirect (GC Corp) (%75 doldurucu oranı), Estenia (Kuraray) (%92 doldurucu oranı), Belleglass (Belle de St. Claire) (%74 doldurucu oranı). Seramik içeren seromer materyallerine örnek olarak Solidex (Shofu Dental) verilebilir.

SERAMİK İNLEYLER VE ONLEYLER

Seramik materyali estetik, aşınmaya dirençli, biyouyumlu, termal genleşme katsayısı ve ısı iletkenliği gibi fiziksel özelliklerinin diş sert dokusuna yakın olması, radyolüsent olması ve basma kuvvetlerine dayanımının yüksek olması gibi avantajlarının yanı sıra kırılma dezavantajına sahiptir (20). Seramiklerin estetik özelliklerini arttıran içeriğindeki cam oranı, dayanıklılığını arttıran ise içeriğindeki kristalin miktarıdır. Seramik inley/onley restorasyonlarda aşınmaya ve okluzal kuvvetlere dirençli partikül doldurulmuş cam seramikler tercih edilmelidir. Seramik inley/onley restorasyonlarda en çok görülen komplikasyon (23) vital dişlerin simantasyonu esnasında, kaviteye uyumsuzlandırmak için uygulanan adeziv sistemin polimerize edilememesi sonucu oluşabilecek postoperatif hassasiyettir (24). Cam seramik inleylerin ve onleylerin klinik performansını değerlendiren 8 yıllık bir çalışma, kırılmaya bağlı olarak %8'lik bir başarısızlık oranı bildirmiştir(25).

Seramik inleyler ve onleyler ayrıca uzun vadeli başarı sağlamak için hasta seçimine ve tekniğe dikkat etmek gerekir. Bruksizm , kötü ağız hijyeni, kompozit rezin restorasyonlu karşıt dişler ve yapıştırma için yetersiz yapıya sahip veya önemli renk değişiklikleri gerektiren dişleri olan hastalar, seramik inley ve onleyler için uygun adaylar değildir(12, 26). Aberg ve arkadaşları(27) kırık seramik dolguların %63.6'sının aktif bruksizm belirtileri olan hastalarda meydana geldiğini bildirmiştir. Lösit, lityum disilikat, alüminyum oksit veya zirkonyum ile güçlendirilmiş feldspatik seramiğin kullanımı, kırılma direncini iyileştirmiştir ancak bu sınıf restorasyonların klinik başarısı, seramik materyale göre değişen kesin bir simantasyon sürecine bağlıdır (28).

CAD-CAM (computer aided design/computer aided manufacture), bir restorasyonun ağız dışında aynı seansta hazırlanarak hastaya takılması amacıyla bilgisayarla tasarım ve üretim teknolojisidir. CAD-CAM restorasyonlar; tarayıcı uçların yardımıyla direkt olarak alınan optik ölçünün bilgisayar ortamında modellesyanu yapıldıktan sonra, restorasyonun bilgisayar destekli freze sistemleriyle hazır olarak bulunan seramik bloklardan aşındırılarak üretilmesidir (29). CAD-CAM'de çeşitli renk özellikleri olan seramik ve hibrit bloklarla laminate veneer, inley, onley, tam ve bölümlü kron ve köprü sistemleri yapılabilmektedir (30, 31).

CEREC sistemi, 18 yıla kadar rapor edilen klinik takip verileriyle restoratif diş hekimliği için CAD/CAM teknolojisinin hasta başında bir uygulamasıdır (32). Porselen inley/onleylerin yanı sıra kronları tek bir randevuda üretebilme özelliği,

verimliliği en üst düzeye çıkarır ve geçici aşamada kontaminasyon riskini azaltır. CEREC tekniği ile yapılan porselen inleylerin uzun süreli başarısızlık oranlarının düşük olduğu bildirilmiştir.(31-33). 10 yıllık klinik takipten sonra seramik inleyler için bildirilen %8 başarısızlık insidansı bulunmaktadır (33). Bununla birlikte, çalışmalar 3 yıl sonra restorasyonların %40'ında , 10 yıllık geri çağırma muayenesinde restorasyonların(34) ve %74'ünde marjinal uyumsuzluk ortaya çıkmıştır (35).

Bilgisayar destekli tasarım (CAD) teknolojisindeki gelişmelerle birlikte, eklemeli üretim, hızlı prototipleme veya basitçe 3D baskı, diş restoratif ve diğer aparey yapılarını imal etmek için umut verici bir teknik olarak Diş Hekimliğinde ortaya çıkmaktadır. Süreçte malzeme israfı yapmayan ve donanım yatırımı ve toplam üretim maliyetleri açısından eksiltici üretim tekniklerinden daha ekonomik olan 3D baskı ile karmaşık yapılar üretilebilir(36, 37). Çeşitli AM teknikleri arasında(38), stereolitografi (SL) diş uygulamaları için en popüler olanıdır, en yüksek doğruluk ve çözünürlüğü, ince yapı detaylarını ve pürüzsüz yüzey bitişini sunar (36, 39, 40). SL tekniğinde bir nesne, kolaylıkla polimerize olan ardışık ışığa duyarlı malzeme katmanlarının biriktirilmesi yoluyla inşa edilir. Basılı katmanın kalınlığı ve yönü ve herhangi bir kürlenme sonrası işlemle birlikte polimerizasyonun derinliği ve derecesi, basılı yapının mekanik ve fiziksel özelliklerini etkileyen faktörlerden bazılarıdır(41). Diş hekimliğinin materyalleri, yöntemleri ve iş akışlarını bu umut verici dijital teknolojiye uyarlanmıştır. Bununla birlikte, 3D baskının potansiyel vaaadinin tam olarak gerçekleştirilmesi, yeterli diş materyalleri ve süreçlerinde sürekli gelişmesine bağlıdır. Estetik görünüm, aşınma direnci ve boyutsal doğruluk, 3D baskı ile fonksiyonel parça üretimine geçişi kısıtlayan başlıca mevcut klinik sınırlamalardır(42).

SONUÇ

Çürükler veya eskiyen restorasyonlar nedeniyle arka dişlerde büyük madde kayıpları sık görülür. Bu gibi paketler içinde inleyler ve onleyler minimal invaziv çözümdür. Direkt veya indirekt olarak yerleştirilen rezin kompozit malzemeler, arka dişlerin rehabilitasyonu gerektiğinde umut verici uzun vadeli bir klinik performans sergiler. Dental materyallerin biyoyumluluk, dayanıklılık, marjinal adaptasyon ve optik kalitelerindeki yeniliklere rağmen, estetik restorasyonların prognozu ağırlıklı olarak materyal seçimi, kesin teknik ve hasta seçimine bağlı görünmektedir.

KAYNAKLAR

1. Stavridakis MM, Krejci I, Magne P. Immediate dentin sealing of onlay preparations: thickness of pre-cured dentin bonding agent and effect of surface cleaning. *Operative Dentistry-University Of Washington*. 2005;30(6):747.
2. Manhart J, Neuerer P, Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Hickel R. Three-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000;84(3):289-96.
3. Spreafico RC, Krejci I, Dietschi D. Clinical performance and marginal adaptation of class II direct and semidirect composite restorations over 3.5 years in vivo. *Journal of Dentistry*. 2005;33(6):499-507.
4. Lu H, Lee Y-K, Oguri M, Powers JM. Properties of a dental resin composite with a spherical inorganic filler. *Operative Dentistry*. 2006;31(6):734-40.
5. Cook WD, Johannson M. The influence of postcuring on the fracture properties of photo-cured dimethacrylate based dental composite resin. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1987;21(8):979-89.
6. BAUSCH Jd, Delange C, Davidson C. The influence of temperature on some physical properties of dental composites. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1981;8(4):309-17.
7. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson C. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of Dental Research*. 1987;66(11):1636-9.
8. Barnes D, Blank L, Thompson V, Ginell J. Clinical investigation of a posterior composite materials after 5 and 8 years. *Quintessenz*. 1991;42(7):1067-80.
9. Wassell R, Walls A, McCabe J. Direct composite inlays versus conventional composite restorations: three-year clinical results. *British Dental Journal*. 1995;179(9):343-9.
10. Duquia RdCS, Osinaga PWR, Demarco FF, Habekost L, Conceição EN. Cervical microleakage in MOD restorations: in vitro comparison of indirect and direct composite. *Operative Dentistry*. 2006;31(6):682-7.
11. Barone A, Derchi G, Rossi A, Marconcini S, Covani U. Longitudinal clinical evaluation of bonded composite inlays: a 3-year study. *Quintessence International*. 2008;39(1).
12. Filho AM, VIEIRA LCC, Araujo E, Baratieri LN. Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2003;15(6):338-52.
13. AFFAIRS ACOS. Direct and indirect restorative materials. *The Journal of the American Dental Association*. 2003;134(4):463-72.
14. Franz A, König F, Anglmayer M, Rausch-Fan X, Gille G, Rausch W-D, et al. Cytotoxic effects of packable and nonpackable dental composites. *Dental Materials*. 2003;19(5):382-92.
15. Wendt Jr SL, Leinfelder KE. The clinical evaluation of heat-treated composite resin inlays. *The Journal of the American Dental Association*. 1990;120(2):177-81.
16. Kuijs RH, Fennis WM, Kreulen CM, Roeters FJM, Creugers NH, Burgersdijk RC. A randomized clinical trial of cusp-replacing resin composite restorations: efficiency and short-term effectiveness. *International Journal of Prosthodontics*. 2006;19(4).
17. Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clinical Oral Investigations*. 2003;7(2):71-9.
18. Thordrup M, Isidor F, Hörsted-Bindslev P. A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays: ten-year results. *Quintessence International*. 2006;37(2):139-44.
19. Donly KJ, Jensen ME, Triolo P, Chan D. A clinical comparison of resin composite inlay and onlay posterior restorations and cast-gold restorations at 7 years. *Quintessence International*. 1999;30(3).
20. Duke E. The introduction of a new class of composite resins ceromers. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 1999;20(3):246-7.
21. Trushkowsky R. Ceramic optimized polymer: the next generation of esthetic restorations--Part 1. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 1997;18(11):1101-6, 8 passim; quiz 14.
22. Douglas RD. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000;83(2):166-70.

23. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Operative Dentistry*. 2000;25(4):324-30.
24. Hahn P, Schaller HG, Hafner P, Hellwig E. Effect of different luting procedures on the seating of ceramic inlays. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2000;27(1):1-8.
25. Krämer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dental Materials*. 2005;21(3):262-71.
26. Ritter AV, Baratieri LN. Ceramic restorations for posterior teeth: guidelines for the clinician. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1999;11(2):72-86.
27. Åberg CH, Dijken JWv, Olofsson A-L. Three-year comparison of fired ceramic inlays cemented with composite resin or glass ionomer cement. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1994;52(3):140-9.
28. Borges GA, Sophr AM, De Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;89(5):479-88.
29. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*. 2011;56:97-106.
30. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;92(6):557-62.
31. Sjögren G, Molin M, Van Dijken JW. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17(2).
32. Reiss B. Clinical results of Cerec inlays in a dental practice over a period of 18 years. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2006;9(1):11-22.
33. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(2).
34. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *The Journal of the American Dental Association*. 2005;136(12):1714-23.
35. Reiss B. Long-term clinical performance of CEREC restorations and the variables affecting treatment success. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 2001;22(6 Suppl):14-8.
36. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental Materials*. 2012;28(1):3-12.
37. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*. 2016;32(1):54-64.
38. ISO A. ISO/ASTM 52900: 2015 Additive Manufacturing–General Principles–Terminology. ASTM F2792-10e1. 2015;1:1-19.
39. Melchels FP, Feijen J, Grijpma DW. A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials*. 2010;31(24):6121-30.
40. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International Journal of Dentistry*. 2014;2014.
41. Puebla K, Arcaute K, Quintana R, Wicker RB. Effects of environmental conditions, aging, and build orientations on the mechanical properties of ASTM type I specimens manufactured via stereolithography. *Rapid Prototyping Journal*. 2012.
42. Della Bona A, Cantelli V, Britto VT, Collares KF, Stansbury JW. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: A systematic review. *Dental Materials*. 2021;37(2):336-50.

Bölüm 25

RESTORATİF DİŞ HEKİMLİĞİNDE RENK SEÇİMİ VE TEK RENK KOMPOZİTLER

Fulya AYDIN¹

GİRİŞ

Rezin bazlı kompozitler restoratif diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Kompozit restorasyonun diş yapısı içinde ve komşu dişlerle yapısal ve optik uyumluluğu, dişin estetik tedavisinde hastanın memnuniyeti için kritik bir faktördür (1,2). Biyolojik, morfolojik ve optik olarak kabul gören estetik bir gülüş için doğru renk seçimi yapabilmek önemlidir. Diş rengi görünür ışık aralığında dar bir renk skalası içerir. Bu nedenle renk seçimi yapmak diş hekimi için oldukça zordur. Estetik restorasyonlarda başarılı bir sonuç elde edebilmek için ışığın yapısı, gözün ışığı nasıl algıladığı ve beynin bunu yorumlama şekli anlaşılmalıdır.(3) Rezin bazlı kompozit restorasyonların estetik başarısı, büyük ölçüde doğal dişleri taklit etmesi gereken optik özelliklerine bağlıdır. Bu nedenle, rezin bazlı kompozitlerin renk davranışını tartışmak için ışık yansıması, absorpsiyon ve yarı saydamlık (transludensi) gibi çeşitli optik özelliklerin dikkate alınması gerekir (1,2).

1. RENK VE IŞIK TERİMLERİ

Işık nanometre ile ifade edilen dalga boylarından oluşan görülebilir elektromanyetik enerji olarak tanımlanır (4). İnsan gözü 360-780 nm boyutuna sahip renklere karşı hassas olup (5) görünür ışığın farklı dalga boylarının emilmesi veya yansıtılması algılanmaktadır.(6)

Sigfried Forsius 1611 yılında rengi 3 boyutlu olarak tanımladıktan sonra günümüzde rengin bu özelliğini açıklamak için geliştirilen birçok sistem ve yaklaşım geliştirilmiştir (7) Bir cisim gelen ışığı seçici olarak belli dalga boylarını absorbe edip belli dalga boylarını yansıtacak şekilde tepki gösterir. Nesnelerden ışık dalgası gözün retina tabakası üzerine odaklanıp sinir iletileri halinde beyne iletilir. Rengin algılanmasında sinir uyarıları önemli rol oynamaktadır. Tek bir renk tarafından sürekli uyarılan gözde yorulma ve gözün tepkisinde azalma meydana gelir. Bu yüzden her kişinin renk ayırımı birbirinden farklıdır (8).

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, fulya.aydin@ankaramedipol.edu.tr

Diş rengi esas olarak dentin tarafından belirlense de mine ve dentin tarafından yansıyan ve dağılan ışığın birleşimi ile oluşur. Işık dişe geldiği zaman; dişin içinden geçer, yüzeyinde yansır, emilir ve dağılır (9). Diş rengini belirleyen bazı ışık ve renk kavramları mevcuttur.

1.1. Kırılma, Yansıma ve Emilim (Absorbsiyon)

Işık ışınları ayırıcı bir yüzeye çarptıktan sonra bir bölümü yansıyarak geldiği ortama geri döner, bir bölümü ise doğrultusu ve hızı değişerek diğer ortama geçer ve bu durum ışığın kırılması olarak tanımlanır (10). Dişe gelen ışığın bir kısmı menden yansırken bir kısmı absorbe olup dentine doğru geçer. Dentinin olmadığı insizal kenarlardan gelen ışık ağız içinde absorbe olur.¹¹

1.2. Opasite

Materyalin opasitesi, ışığın geçmesini engelleme özelliği olarak tanımlanır (10,12). Tam opak bir cismin translüsensi değeri sıfırdır. Gün ışığından gelen ışığı yansıtan nesneler beyaz renkte görünürken, gelen ışığın tamamen absorbe olması ile cisimler siyah renkte görünür (13). Yeterli estetik için klinikte restoratif materyal seçimi yaparken materyalin translüsensi ve opasitesi dikkate alınmalıdır (14).

1.3. Translüsensi

Opasite ile saydamlık arasında belirtilen translüsensi; materyalin ışığın bir kısmını kırması, bir kısmını yansıtması durumu olarak tanımlanır (2). Translüsensi, estetiği kontrol etmede birincil faktörlerden biridir ve materyal seçimi için kritik öneme sahiptir. Translüsensi, materyalin parlaklık (value) değerini doğrudan etkiler (15). İnsan gözü renk (chroma) ve ton (hue) değişikliklerinden ziyade value değişimlerine daha duyarlıdır (16). Translüsensinin belirlenmesinde materyalin gölgesine (17), kalınlığına (18); matriks kompozisyonuna (19); inorganik dolurucu partikül boyutu ve içeriğine (16,20) ve kullanılan opaklaştırıcıların türü ve miktarına (21) bağlı olarak farklı kompozit rezinlerde değişiklikler gösterilmiştir.

1.4. Saydamlık

Işığın bir maddenin içinden tamamen geçmesi saydamlık olarak tanımlanır (10). Saydam materyalin arkasındaki nesne net olarak görülebilir (22).

1.5. Işıma (Floresans)

Materyalin absorbe ettiği ışığı uzun bir dalga boyunda yayması ve materyalin sahip olabileceği ışık enerjisinden daha fazlasına sahip olması sonucunda floresans etki oluşur (13,23). Floresans özellik organik içeriği daha fazla olduğu için temel olarak dentin dokusunda oluşur (24). Bu özellik, dişlere parlaklık verir ve daha canlı bir görüntü kazandırır (11).

1.6. Metamerizm

Metamerizm, ışık kaynağına bağlı olarak rengin farklı görülmesi olarak tanımlanır (25). Metamerizm özelliği gösteren cisimler renk analizi yapılan ortamın aydınlığı değişince, birbirinden farklı renkte görülürler (11). Işığın tipi ve yoğunluğu dental restorasyonlardaki renk seçiminde dikkat edilmesi gereken faktörlerdendir. Işık kaynakları ve gün ışığının spektrumu birbirinden farklı olduğu için, restoratif bir materyal ile diş arasında bir renk algısı diğeri ile eşleşmeyebilir (13). Metamerizmin negatif etkilerini engellemek için renk ölçümü yapılırken ortamın aydınlatma koşulları standardize edilmelidir (11).

1.7. Opalesanslık

Opalesanslık, bir materyale ışık yansıtıldığında bir renk, ışık içinden geçtiğinde farklı bir renk gibi görünmesine denir (24). Bir ışık hüzmesinden gelen her bir dalga boyu bandının nispi miktarlarındaki küçük değişiklikler, renk ve görünüm üzerinde önemli bir etkiye sahiptir (11,12). Örneğin, görünür spektrumun daha kısa dalga boylarındaki ışık saçılması, yansıyan ışık altında mavimsi bir görünüm ve iletilen ışık altında turuncu/kahverengi bir görünüm üretir (12). Opalesans olarak bilinen bu optik fenomen, rezin bazlı kompozitlerin markasına ve rengine göre değişir (17). Opalesans etkisi dişleri aydınlatıp optik derinlik ve canlılık kazandıran bir özelliktir (24).

1.8. Parlaklık

Parlaklık, yüzeyler tarafından ayrılan ışığın geometrik dağılımından kaynaklanan görsel görünümün bir özelliğidir (26). Yüzeyin parlak olması objede cıvalı bir görünüme yol açan optik bir özelliktir (27). Pürüzsüz yüzeylerin parlaklığı daha yüksektir. Pürüzlü yüzeylere gelen ışık yüzey tarafından dağılır ve parlaklığında bir azalma olurken, düzgün ve polisaj yapılmış yüzeylere gelen ışığın açısı yansıyan ışığın açısına eşit olur. Pürüzsüz olan yüzeylerde daha iyi parlaklık elde edilebilir (28).

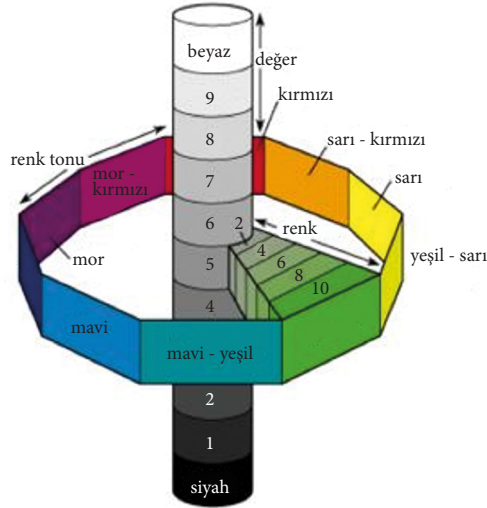
2. RENK ÖLÇÜM SİSTEMLERİ

Diş hekimliğinde renk analizinde yaygın olarak Munsell ve Aydınlatma Uluslararası Komisyonu (Commision Internationale de l'Eclairage) (CIE) olmak üzere iki renk ölçüm sistemi kullanılmaktadır (29).

2.1. Munsell renk sistemi

Albert H. Munsell tarafından 1905 yılında geliştirilmiş en eski renk sistemi Munsell renk sistemidir (29). Bu renk ölçüm sisteminde renkler, silindirik koordinatlar üzerinde gösterilmektedir (Şekil 1). Diş hekimliğinde en çok kullanılan renk

sistemi olan Munsell renk sistemi, ana renk (hue), açıklık-koyuluk (value), yoğunluk (chroma) olmak üzere üç değişken üzerine kuruludur (10, 30, 31). Value dikey eksende silindirin beyazdan siyaha kadar grinin tonlarını gösterir. Hue beş ana, beş ara renge ayrılmış ve silindirin çevresindeki halka üzerinde yer almaktadır. Chroma ise merkezden dışarı doğru artmakta ve yatay yönde gösterilmektedir (32,33).



Şekil 1. Munsell renk sistemi

Hue: Hue, ana renk olarak tanımlanır (34). Diş hekimliğinde ana renk yaygın olarak Vita klasik renk skalasında A, B, C, D harfleriyle ifade edilmektedir (35,36).

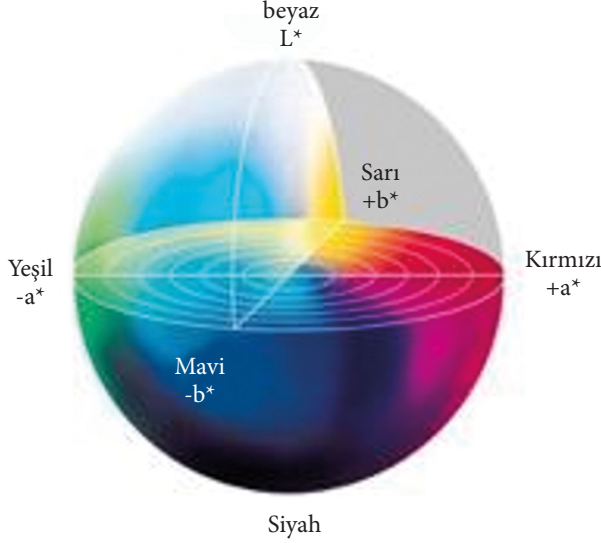
Value: Value, parlaklık olarak tanımlanır. Parlaklık Munsell tarafından siyah-beyaz bir skala olarak tanımlanmıştır. Parlak olan cisimler daha düşük oranda gri renge sahipken, az parlaklığı olan cisimler ise fazla miktarda griye sahiptir ve daha koyu renkli bir görünüme sahiptir (37).

Chroma: Ana rengin pigment yoğunluğu veya gücü olarak tanımlanır. Chroma ve parlaklık ters orantılıdır. Chroma Vita renk skalasında numaralarla gösterilmektedir (36, 37).

2.2. CIELAB renk sistemi

Dental araştırmalarda kullanımı gittikçe artan bu sistem 1976 yılında geliştirilmiştir (36, 37). Renk CIELAB renk sisteminde Munsell renk sisteminde olduğu gibi 3 koordinatla gösterilmektedir: L^* , a^* ve b^* (Şekil 2). Bu sistemde L^* renkteki açıklık, koyuluk, parlaklık veya siyah/beyazlık derecesini belirtmektedir (5,38). a^* ve

b^* değerleri ise rengin kromatik özelliğini gösterirken, a^* rengin kırmızılık-yeşillik, b^* değeri ise sarılık-mavilik oranını göstermektedir (4,5). Renk farklılıklarının saptanabilmesi ve klinik açıdan yorumlanabilmesi bu sistemin avantajlarıdır (39).



Şekil 2. CIELAB renk sistemi

CIE tarafından günümüze kadar olan süreç içerisinde renk sistemleri geliştirilerek CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminden sonra birçok sistem belirtilmiştir. CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemine daha iyi bir alternatif olarak CIEDE 2000 renk formülü geliştirilmiş ve araştırmalar yapılmıştır (40, 41). Araştırmacılar tarafından CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemindeki değişken faktörlerin eşit olarak değerlendirilmediği bildirilmiş ve gözün algılayabileceği değer aralığına yakın algılanabilirliği ve kabul edilebilirliğini daha uygun ve doğru bir şekilde saptayan CIEDE 2000 renk formülünün uyumlu olduğu belirtilmiştir (41,42).

3. DIŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN RENK TESPİT YÖNTEMLERİ

Diş rengini tespit etmek için günümüzde pek çok yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemler arasında diş rengi skalaları ile karşılaştırılmalı olarak diş rengini belirleyen subjektif yöntemler ve RGB cihazlar, kolorimetreler, spektrofotometreler, spektoradyometreler ve dijital fotoğraf makinelerinin kullanıldığı objektif yöntemler yer almaktadır (43,44,45). Cihazlar yardımıyla yapılan renk ölçümünün, görsel renk ölçümüne göre avantajı; objektif ve hızlı bir şekilde rakamlar ile ifade edilmesidir (46).

3.1. Diş Renginin Görsel Seçimi

Renk seçiminde diş hekimliğinde en fazla standart renk skalaları kullanılarak yapılan görsel renk seçimi tercih edilir (47,12). Görsel renk seçimi, ortam şartları, yaş, tecrübe, cinsiyet, göz yorgunluğu ve renk körlüğü gibi olaylardan etkilenen subjektif bir yöntemdir (47,48). Bu sınırlamalara rağmen, insan gözü iki nesne arasındaki küçük renk farklılıklarını bile tespit etmede çok etkilidir. Renk skalalarında bulunan ton aralığının yetersiz olması sebebiyle doğal diş renginin tüm tonlarını yansıtamazlar (47). Doğal dişlerin yüzey yapılarındaki pürüzler ışığın farklı açılarla yansımaya sebep olarak renk seçimini etkilemektedir. Renk skalaları ile doğal diş yüzeylerinin yüzey yapıları aynı olmadığı için renk seçiminde başarısızlıklar ortaya çıkabilmektedir (11). Piyasada bulunan renk skalaları birbirinden farklıdır ve sonuçları tam olarak CIE Lab renk sistemine dönüştürülemez (47,48). Bu sınırlamalara rağmen, renk skalalarının kullanılması, diş renginin seçilmesi için hızlı ve düşük maliyetli bir yöntemdir (47).

3.2. Diş Renginin Cihazlarla Ölçülmesi

3.2.1. Spektrofotometre

Spektrofotometreler materyallerin yüzey renklerini belirlenmek için kullanılır. Cihazın içerisinde bir monokromatör, dedektör ve ışık kaynağına sahiptir (46,49). Spektrofotometreler ölçüm esnasında insan gözü tarafından algılanabilinen tüm dalga boyu aralıklarında (380-720 nm) yansıyan ışığın enerjisinin hepsini toplayarak net bir sonuç verir (50). Rengi tarif etmede ve daha çok bilimsel çalışmalarda kullanılan spektrofotometreler; diş hekimliğinde iki obje arasındaki renk farklılığını hesaplamak ve dişlerin, protetik ve restoratif materyallerin rengini belirlemede kullanılırlar (11,51).

3.2.2. Spektroradyometreler

Spektroradyometreler, monokromatör, dedektör, toplayıcı optikler ve okuyucu olmak üzere dört ana bölümden oluşurlar (11). Işık kaynaklarının spektral güç dağılımlarını ölçerek renk konusunda bilgi verirler (11,52). Spektrofotometreler ve spektroradyometreler arasındaki en önemli fark, spektrofotometrelerin kararlı bir ışık kaynağı içermesidir (39).

3.2.3. Kolorimetre

İnsan gözündeki retina tabakasına benzer bir biçimde tasarlanmıştır. İçinde mavi, kırmızı ve yeşil olmak üzere üç filtreye sahiptir. Yansıyan ışık bu filtrelerden geçirilerek cihazda ölçüm yapılır. Rengin fiziksel özellikleri analiz edilir (10). Spektrofotometre ile karşılaştırıldığında daha ucuzdur. Fakat görsel renk seçim yöntemlerine göre ise daha pahalı bir yöntemdir. Kullanımı kolay olsa da cihaz eğimli

yüzeylerde yanlış renk ölçümüne neden olabilir (53). Ayrıca dişteki renklenme, çürük, dehidratasyon, cihazın pozisyonu ve aydınlatma koşulları, kolorimetre ile renk ölçümünü etkileyebilir (9).

3.2.4. RGB Cihazlar

Bu grupta dijital kameralar ve görüntüleme sistemleri yer almaktadır (11). Aslında bir renk ölçme yöntemi olmasa da teknisyenler ve hekimler arası iletişimde oldukça etkilidir (11,52). Dijital kameraların renk ölçümünde kullanımı son zamanlarda oldukça popülerliği artmaktadır (54). Sistemin en önemli avantajı tek bir noktanın değil bütün objenin renk görünümünün elde edilebilmesidir (54). Yöntem; klinikte çekilen fotoğrafın, kameranın bağlı olduğu bilgisayar ile analiz edilmesine bağlıdır (4). İstenilen objenin görüntüsü dijital bir kamera ile kaydedildikten sonra, bilgisayar bu değerleri sıklıkla kullanılan bir diğer renk tanımlama sistemi olan CIE Lab renk sistemi türünden ifade etmektedir. Renk ölçümünde dijital kameraların kullanımı oldukça kullanışlı olsa da çevre ışıklandırması, fotoğrafın açısı gibi faktörler renk algısını etkileyebilmektedir (52).

4. KOMPOZİT REZİNLERDE RENK SEÇİMİ VE TEK RENK KOMPOZİTLER

Doğal dişlerde renk seçimini etkileyen birçok faktör vardır. Dişin morfolojik yapısı, yüzey özellikleri ve translusent özellikleri dişin rengini etkiler. Renk seçimini etkileyen diğer bir faktör ise dişlerin renk seçimi esnasında kuru olmasıdır (47,55). Görsel renk seçimi oldukça subjektif yöntemdir. Tat alma, duyma, koklama gibi, rengin algılanması da kişiden kişiye değişkenlik gösterir (56). Gözün ışığı nasıl algıladığı, beynin bunu yorumlama şekli, hekimin deneyimi, yaşı, cinsiyeti, psikolojik etkenler, ortamdaki ışık ve göz yorgunluğu da renk seçiminde değişikliğe neden olmaktadır (57). Seçim yapılan odanın rengi, hastanın makyajı da yanıltıcı sonuçlara neden olabilir (58). Renk ölçümü yapılan ortamdaki ışık değişince, metamer özellik gösteren cisimler birbiriyle aynı renkte görülmez. Bu nedenle metamerizmi engellemek veya en aza indirgeyebilmek için renk tespiti yapılan ortamdaki aydınlatma koşulları olabildiğince standardize edilmelidir (57).

Skalaların doğal diş rengini tam olarak yansıtmaması, piyasadaki skalaların ve renk aralığının farklı olması görsel renk seçiminin dezavantajlarıdır (59). Sonuçların istatistiksel olarak değerlendirilmesi ve daha objektif, hızlı, tekrarlanabilir ölçüm yapılması için aletli renk seçim yöntemlerine ihtiyaç duyulmuştur (57,60,61). Buna rağmen, seçilen kompozit rezinlerin markasına ve/veya partisine bağlı olarak orijinal gölge ve chroma yine de değişebilir, bu nedenle, gölge seçiminin kendisi doğru yapıldığında bile potansiyel renk uyumsuzlukları meydana gelebilir (62, 62).

Nano teknolojinin diş hekimliği alanında kullanılması ile basitleştirilmiş tabakalama tekniği ve kolaylaştırılmış diş rengi seçimine sahip kompozit rezinler diş hekimlerinin kullanımına sunulmuştur (64,65). Doğal dişlerin kendi yapısındaki renk değişkenliği, üreticileri genellikle referans olarak Vita renk kılavuzunu kullanan çeşitli kompozit sistemleri üretmeye yöneltmiştir (66). Buna ek olarak dentin, opak (body) ve mine (translulent) olarak adlandırılan farklı opasitelerde kompozit rezinler üretilmiştir; bu, dentin ve minenin optik özelliklerini taklit etmeyi amaçlamıştır. Resin kompozit restorasyonlar için tabakalama tekniği 1980'den beri önerilmiştir (67). Doğal bir dişin optik özelliklerini simüle etmek için bu teknik, her tabaka için farklı renk ve opasitelere sahip kompozitlerin kullanımını içerir. Katmanlama tekniğinin renk eşleştirme için yeterli sonuçlar gösterdiği kanıtlanmış olsada, bu prosedür çok daha karmaşıktır, daha yüksek teknik beceriler ve koltukta daha fazla klinik süre gerektirir (68).

Nano teknolojinin diş hekimliğinde kullanılmasıyla birlikte üreticiler, daha karmaşık renk sistemleri yerine tek renkli sistemlere sahip kompozit rezinleri tanıtmışlardır. Nano dolgu maddeleri (nanomer) ve nanomer gruplarından oluşan bu kompozit rezinlerin “bukalemun etkisi” özelliklerinden dolayı diş dokuları ile daha etkin renk uyumu sağladığı belirtilmektedir (69). Restoratif diş hekimliğinde ‘bukalemun etkisi’ (harmanlama etkisi) terimi, bir materyalin çevredeki diş yapısına benzer bir renk elde etme yeteneğini tanımlar (1,70). Harmanlama etkisi yoluyla maksimum renk uyarması elde etmek için birkaç temel faktörün dikkate alınması gerekir. Özellikle, restorasyon boyutundaki bir artış, sonuçta ortaya çıkan harmanlama etkisindeki bir azalma ile bağlantılıdır (71). Göz önünde bulundurulması gereken başka bir husus, resin kompozitler gibi farklı bileşenler içeren materyaller söz konusu olduğunda, yüksek oranda translulent hale gelmesi için inorganik dolgu maddeleri ve resin matrisi gibi farklı bileşenlerin benzer kırılma indekslerine sahip olması gerektirir (73).

Hatalı renk seçimi sorununu ortadan kaldırmak ve bu harmanlama etkisinin faydalarını en üst düzeye çıkarmak için tek renk resin kompozitler piyasaya sunulmuştur. Tek renk kompozit rezinlerin, tek bir varyantın çevredeki diş yapısıyla karışarak hemen hemen her rengi eşleştirebileceği varsayıldığından, renk seçimi sürecini tamamen ortadan kaldırır (73,74). Üreticiye (Tokuyama Dental)(73) göre, Omnichroma (tek tonlu evrensel reçine bazlı bir kompozit) pigment içermez ve optik özellikleri yapısal renge dayanır, resin bazlı kompozitin kullanıldığı bir “akıllı kromatik teknoloji” olarak tanıtılmıştır. Diş renk alanı içinde belirli bir dalga boyunu mükemmel bir şekilde yansıtarak belirli bir frekansta ışık dalgalarına yanıt verir (73). Ayrıca, son çalışmalar (75,76) Venus Pearl One ve Venus Diamond One’ı (Kulzer) geliştirmek için kullanılan başka bir teknoloji, restorasyon gölgesinin çevredeki diş gölgesinden yansıyan dalga boylarını absorbe ederek elde edildiği “uyarlanabilir ışık eşleştirme” konseptine dayanmaktadır (77).

SONUÇ

Bir restorasyon iyi bir fonksiyon ve fonasyona sahip olsa bile ancak doğru renkte restore edildiğinde hastadaki estetik beklentiyi de karşılar. Kullanılan her renk seçim yönteminin de kendi içinde kısıtlamaları vardır. Tek renkli kompozitlerin avantajı, gölge eşleştirmeyi zahmetsiz hale getiren hepsi bir arada olan bir sistem sunmalarıdır. Renk eşleştirme adımını ortadan kaldırması, hasta ve tedarikçiye fayda sağlar ve muayene süresini kısaltır. Ek olarak, bu yeni materyaller çok çeşitli restoratif vakalar için endike olduğundan ve estetik bir bitiş sağladığından, tek renkli kompozitlerin kullanımı artış göstermektedir. Ancak belirli durumlarda, tek renkli kompozitler restoratif diş hekimi için klinik zorluklar yaratabilir. Işık iletimini sağlayan özellikler ve bu malzemelerin bukelemin benzeri yeteneği, altta yatan veya çevreleyen koyu bir rengin maskelenmesi gerektiğinde potansiyel sorunlara yol açabilir.

KAYNAKLAR

- 1 Paravina RD, Westland S, Johnston WM, Powers JM. Color adjustment potential of resin composites. J Dent Res 2008;87:499–503
- 2 Della Bona A. Color and appearance in dentistry. 1st ed. Switzerland: Springer; 2020.
- 3 Bayindir F, Kuo S, Johnston WM, Wee AG. Coverage error of three conceptually different shade guidesystems to vital unrestored dentition. J Prosthet Dent 2007;98(3) :175-85.
- 4 Wee AG. Description of Color, Color Replication Process, and Esthetics. In: Rosenstiel SF, Land MF, FujimotoJ, eds. Contemporary Fixed Prosthodontics. 4th ed. St. Louis: Mosby; 2006. p.709-39.
- 5 Paravina RD, Powers JM. Esthetic Color Training in Dentistry, First Ed., Elsevier-Mosby, China;2004
- 6 Keyf F, Uzun G, Altunsoy S. [Choice of colorin dentistry]. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi2009;33(4):52-8.
- 7 Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. 1973. J Prosthet Dent 2001;86(5):453-7.
- 8 Zaimoglu A, Can G. Dis Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, Ankara.1993
- 9 Ma JF, Du RX, Wang SQ, Li YM. Effects of 19. background, direction and intensity of ambient light, measuring position, and adjacent teeth,on anterior tooth colour measurement in vitro. Chin J Dent Res 2010;13(2):147-52.
- 10 Kahramanoğlu E, Özkan YK. Diş hekimliğinde estetik ve renk. Cumhuriyet Dent J 2013; 16(4):339-47.
- 11 Önal B, Recen D, Türkün LŞ. Restoratif diş hekimliğinde renk seçimi. Türkiye Klinikleri. Special Topics.2015; 1(3): 21-7.
- 12 Trakyalı G. Diş Rengi Belirlenmesinde Kullanılan Yöntemler. EÜ Dişhek Fak Derg 2013; 34(1):1-10.
- 13 Pfeifer CS, Sakaguchi RL. Fundamental of Materials Science. In: Craig's Restorative Dental Materials. Eds:Sakaguchi RL, Ferracane JM, Powers JM. Mosby, 2018(publicated), 14th Edition, p. 29-68.
- 14 Gül P, Akgül N. Farklı Kompozit Rezinlerin Translüsensi ve Maskeleme Özelliklerinin Karşılaştırılması. JDent Fac Atatürk Uni 2013;21 (1): 30-6.
- 15 Khashayar G, Dozic A, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, Roeters J. The influence of varying layer thicknesses on the color predictability of two different composite layering concepts. Dent Mater 2014;30:493–8,

- 16 Yu B, Lee YK. Differences in color, translucency and fluorescence between flowable and universal resin composites. *J Dent* 2008;36:840-6.
- 17 Yu B, Lee YK. Translucency of varied brand and shade of resin composites. *Am J Dent* 2008;21:229-32.
- 18 Arimoto A, Nakajima M, Hosaka K, Nishimura K, Ikeda M, Foxton RM, et al. Translucency, opalescence and light transmission characteristics of light-cured resin composites. *Dent Mater* 2010;26:1090-7.
- 19 Azzopardi N, Moharamzadeh K, Wood DJ, Martin N, van Noort R. Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. *Dent Mater* 2009;25:1564-8.
- 20 Lee YK. Influence of filler on the difference between the transmitted and reflected colors of experimental resin composites. *Dent Mater* 2008;24:1243-7.
- 21 Haas K, Azhar G, Wood DJ, Moharamzadeh K, Van Noort R. The effects of different opacifiers on the translucency of experimental dental composite resins. *Dent Mater* 2017;33:e310-6.
- 22 Karakaya İ. Renklendirilmiş Cad/Cam bloklar, kompozit rezinler ve daimi dişlere uygulanan farklı ofis tipi beyazlatma ajanlarının etkilerinin karşılaştırılması. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Restoratif Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2017
- 23 Sengez G, Dörter C. Estetik diş hekimliğinde renk seçimi. *Selcuk Dent J.* 2019; 6(2): 213-20.
- 24 Vadher R, Parmar G, Kanodia S, Chaudhary A, Kaur M, Savadhariya T. Basics of color in dentistry: A review. In *IOSR-JDMS, J Dent Med Sci.* 2014; 13(9): 78-85.
- 25 Yılmaz B. Diş hekimliğinde mesleki deneyimin dişlerde renk seçimine etkisinin değerlendirilmesi. Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD., Uzmanlık Tezi, Eskişehir, 2018
- 26 Ontiveros JC., Paravina RD. Color and shade matching in operative dentistry. In: *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* Eds: Ritter, A.V., Boushell, L.W., Ricardo Walter. Mosby, 2018, 7th Edition, USA, p.200-18.
- 27 Lee YK, Bum-Soon L, Cheol-We K. Effect of surface conditions on the color of dental resin composites. *J Biomed Mater Res* 2002; 63.5: 657-63.
- 28 Obregon A, Goodkind RJ, Schwabacher WB. Effects of opaque and porcelain surface texture on the color of ceramometal restorations. *J Prosthet Dent* 1981; 46.3: 330- 40.
- 29 Wee AG. Description of Color, Color- Replication Process, and Esthetics. Rosenstiel SF, Land M, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontic.* 5th ed. CV Mosby Co. 2001. p.624-45.
- 30 Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003;23(5):467-79.
- 31 Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. 12th ed. United States: Elsevier Health Sciences; 2013.
- 32 Horn DJ, Bulan-Brady J, Hicks ML. Sphere spectrophotometer versus human evaluation of tooth shade. *J Endod* 1998; 24.12: 786-90.
- 33 Phillips RW. Skinner's Science of Dental Materials. 9th ed. Philadelphia: WB Saunders Comp; 1991. p. 47- 527.
- 34 Fondriest J. Shade Matching in Restorative Dentistry: The Science and Strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003; 23: 467-79.
- 35 Rosenstiel SF, Land M, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontic.* C.V. Mosby, 2001.
- 36 Turgut S, Bagis B. Diş hekimliğinde renk ve renk ölçüm yöntemleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 2012;(Suppl 5): 65-75.
- 37 Seghi RR, Johnston WM, O'brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent* 1986; 56.1: 35-40.
- 38 O'Brien WJ. *Color and Appearance, Dental Materials and Their Selection.* 3rd ed. Illinois: Quintessence Publishing; 2002.
- 39 Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):341-58.
- 40 Sharma G, Wu W, Dalal EN. The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Res Appl.* 2005; 30(1): 21-30.

- 41 Gómez-Polo C, Portillo Muñoz M, Lorenzo Luengo MC, Vicente P, Galindo P, Martín Casado AM. Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. J Prosthet Dent. 2016; 115(1): 65-70.
- 42 Pecho OE, Ghinea R, Alessandretti R, Pérez MM, Della Bona A. Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. Dent Mater. 2016a; 32(1): 82-92.
- 43 Watts A, Addy M. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. Br Dent J 2001;190(6):309-16.
- 44 Best R, Bridgeman I, Hill A, McLaren K, Patterson D, Rigg B. Color physics for industry. In: McDonald R, eds. Society of Dyers and Colourists. Bradford, İngiltere: 1987.
- 45 Van der Burgt TP, Ten Bosch JJ, Borsboom PC, Kortsmmit WJ. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. J Prosthet Dent 1990;63(2):155-62.
- 46 Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. J Prosthet Dent 1998;80(6): 642-8.
- 47 Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. J Dent 2004;32(1):3-12.
- 48 Recen D, Önal B, Türkün LŞ. Deneyimin kompozit rezinlerin renk seçimi üzerine etkisinin bir spektrofotometre kullanılarak değerlendirilmesi. Acta Odontologica Turcica 2016;33(1):12-7.
- 49 Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental Materials; Properties and Manipulation, Eighth Ed., Mosby. China;2004.
- 50 Berns RS. Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology, Third Ed. Wiley, New York.2000
- 51 Müdüroğlu R, Çongara TK, Nalçacı A. Renk belirlenmesinde kullanılan yöntem ve cihazlar. Cumhuriyet Dental Journal. 2018; 21(1): 61-9.
- 52 Doğan DA, Yüzügülü B. Renk seçiminde güncel teknolojik gelişmeler. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2011;2011(4):65-72.
- 53 Sarıkaya I, Güler AU. Diş Hekimliği Uygula- 31. malarında Renk Kavramı. Türkiye Klinikleri J Dental Sci 2009;15(2):118-29.
- 54 Lath D, Wildgoose D, Guan Y, Lilley T, Smith R, Brook A. A digital image analysis system for the assessment of tooth whiteness compared to visual shade matching. The Journal of clinical dentistry 2006;18(1):17-20.
- 55 Haddad HJ, Jakstat HA, Arnetzl G, Borbely J, Vichi A, Dumfahrt H, *et al.* Does gender and experience influence shade matching quality? J Dent 2009;37:40-4.
- 56 Chu JS, Devigus A, Paravina RD, Mieleszko AJ. Fundamentals of color shade matching and communication in esthetic dentistry, 2nd edn. Hanover Park, IL: Quintessence Publishing; 2010.
- 57 Bayındır F, Wee AG. Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistem- lerin kullanımı. Hacettepe Diş Hek Fak Derg 2006;30:40-6.
- 58 Polat S, Tunçdemir AR, Öztürk C, Tunçdemir MT. Renk körü ve renk körü olmayan diş hekim- lerinin renk seçimindeki başarı oranlarının de- ğerlendirilmesi. Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg 2012;15:320-6.
- 59 Yılmaz SK, Şeker E, Ozan O, Meriç G, Yılmaz B. Hekimlerin ve dental teknisyenlerin vita tooth guide 3D master skalası ile renk seçimi başarıları- nın değerlendirilmesi. Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg 2011;14:92- 100.
- 60 Öngül D, Çelik D, İlbey D, Şermet B. Türk toplumundaki genç birey- lerde diş renk dağılımının incelenmesi. İstanbul Üniv Diş Hek Fak Derg 2013;47:30-40.
- 61 Kısacık FÖ, Keçeci AD, Adanır N. Vital ağartma tedavilerinde ba- şarının ve renk stabilitesinin ölçülmesi. S.D.Ü Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi 2012;3:89-95.
- 62 B.-J. Kim, Y.-K. Lee, Influence of the shade designation on the color difference between the same shade-designated resin composites by thebrand, Dent. Mater. 25(9) (2009) 1148-1154.
- 63 R.S.Iyer,V.R.Babani,P.Yaman,J.Dennison,Colormatchusinginstrumentalandvisual methods for single, group, and multi-shade composite resins, J. Esthet.Restor. Dent. 33 (2) (2021) 394-400.
- 64 Luo MR, Cui G, Rigg B. The development of CIE 2000 colour-difference formula CIEDE 2000. Color Res App 2001; 26:340-50.

- 65 Magne P, So WS. Optical integration of incisoproximal restorations using the natural layering concept. *Quintessence Int* 2008; 39:633- 43.
- 66 da Costa J, Fox P, Ferracane J. Comparison of various resin composite shades and layering technique with a shade guide. *J Esthet Restor Dent*. 2010;22(2):114-124.
- 67 Dietschi D, Fahl N Jr. Shading concepts and layering techniques to master direct anterior composite restorations: anupdate. *Br Dent J*. 2016;221(12):765-771.
- 68 Fahl N Jr. Single-shaded direct anterior composite restorations: a simplified technique for enhanced results. *Compend Contin Educ Dent*. 2012;33(2):150-154.
- 69 Trifkovic B, Powers JM, Paravina RD. Color adjustment potential of resin composites. *Clin Oral Invest* 2018; 22:1601-7.
- 70 Hall NR, Kafalias MC. Composite colour matching: the development and evaluation of a restorative colour matching system. *Aust Prosthodont J* 1991;5:47-52.
- 71 R.D. Paravina, S. Westland, F.H. Imai, M. Kimura, J.M. Powers, Evaluation of blending effect of composites related to restoration size, *Dent. Mater.* 22 (4) (2006)299-307.
- 72 Ota M, Ando S, Endo H, et al. Influence of refractive index on optical parameters of experimental resin composites. *Acta Odontol Scand*. 2012;70(5): 362-367.
- 73 Tokuyama Dental America. Omnicroma technical report,2019 <https://www.tokuyama-us.com/omnichroma-dental-composite>.
- 74 A.U.J. Schweppe, C. Meier, M. Eck, K. Reischl, Comparison of strength andesthetics of novel single shade composites, in: IADR, Online-Conference, 2020.
- 75 Pereira Sanchez N, Powers JM, Paravina RD. Instrumental and visual evaluation of the color adjustment potential of resin composites. *J Esthet Restor Dent* 2019;31:465-70,
- 76 de Abreu JLB, Sampaio CS, Jalkh EBB, Hirata R. Analysis of the color matching of universal resin composites in anterior restorations. *J Esthet Restor Dent* 2020:1-8,
- 77 Kulzer GmbH. Venus pearl/diamond one shade technical report, <https://www.kulzer.es/es/es/clinica/1/product/osdelaalaz/venus/9/venus-diamond-one.aspx>.

Bölüm 26

TÜNEL KAVİTE HAZIRLIĞI VE RESTORASYONLARININ BAŞARISI HAKKINDA DETAYLI İNCELEME

Mehmet BULDUR¹

Giriş

Çürük, fermente olabilen karbonhidratların varlığında bakterilerin asit üretimi nedeniyle diş yapısının başlangıç demineralizasyonu, mine ve dentin dokularının mekanik direnç kaybını takiben oluşan, yaygın bir ağız hastalığıdır.⁽¹⁾ Çürük, minede küçük demineralize bir alandan, pulpa dokusuna ulaşan veya henüz ulaşmamış, dentin içerisinde büyük bir kaviteye kadar farklı şekillerde ortaya çıkabilir.⁽²⁾ Bu durum interproksimal alanda meydana geldiğinde, lezyonlar genellikle dişlerin temas noktalarının hemen altında yer alır. Proksimal çürüklerin tek başına görsel inceleme ile tespit edilmesi zor olduğundan, bite-wing radyografiler, fiber optik ışık transillüminasyonu ve kantitatif ışık (veya lazer) kaynaklı floresans yöntemleri tanısal amaçlı kullanılır.⁽³⁾ Proksimal çürük geniş ölçüde dentine ilerlediğinde, geleneksel restorasyon, alttaki çürük lezyona erişim sağlamak için sağlam marjinal sırtların uzaklaştırılmasını gerektirir. Güncel çürük yönetimi, “slot” veya “kutu (box-only)” olabilen minimal invaziv kavite preparasyon tasarımının yanı sıra “tünel” ve “daire şeklinde (saucer-shaped)” preparasyonları içerir.⁽⁴⁾

Proksimal kavite preparasyonu, temizlenebilen kavite sınırları oluşturmak için komşu dişlerle teması kesecek şekilde genişletilmektedir.⁽⁵⁾ Bu nedenle, restoratif materyalleri kaviteye yerleştirirken, yeterli materyal kalınlığını sağlayan kavite tasarımları gereklidir. Genellikle bu malzemelerin, oklüzal yüklemeye karşı dayanıklı olması için minimum 1.5 ila 2 mm kalınlıkta olması gerekir.⁽⁶⁾ Marjinal sırtın dahil olduğu Sınıf II kavite preparasyonlar dişlerin çiğneme kuvvetlerine karşı direncini azaltabilir.⁽⁷⁾ Sınıf II kavitenin uzantısının ve tipinin dişlerin biyomekanik özellikleri üzerindeki etkisini değerlendirmeyi amaçlayan yazarlar, daha büyük mesio-distal Sınıf II kavitelerinin yanı sıra mesial ve distal kalan duvarların daha düşük kalınlıklarda olmasının, minedeki stres yoğunluğunu arttırdığı sonucuna varmışlardır.⁽⁸⁾ Kavite tipleri ile ilgili olarak, daha büyük restorasyonlar, diş-restorasyon ara yüzünde daha büyük bir stres artışa neden olur.⁽⁹⁾

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD. mehmetbuldur@comu.edu.tr

Minimal invaziv diş hekimliği, dişleri yaşam boyu sağlıklı ve işlevsel tutmaya çalışmayı amaçlayan bir felsefedir.⁽¹⁰⁾ Günümüzde, diş dokuları ile kompozit rezin bağlanma kuvveti daha konservatif bir yaklaşıma izin verdiğinden, kavite tasarımı yalnızca çürük uzantısı ile sınırlandırılması önerilmektedir.⁽¹¹⁾ Minimal invaziv diş hekimliğinin temel avantajı, sağlıklı diş dokularını mümkün olduğunca korumaktır. Bu nedenle kavitelerin boyutu ve karmaşıklığı arttıkça restorasyonların kullanım sürelerinin azaldığı bildirilmektedir.⁽¹²⁾ Mevcut geleneksel proksimal kavite hazırlama tekniklerinin en önemli dezavantajı frez rotasyonunun lineer ekleni nedeniyle, çürük dokuya erişim, sağlam olan diş sert dokularını önemli ölçüde uzaklaştırılmasını gerektirir ve restore edilmiş proksimal lezyonların çoğunda, enfekte dokudan daha fazla sağlam diş dokusu uzaklaştırılabilir.⁽¹³⁻¹⁵⁾ Bu nedenle, tünel kavite restorasyonları, geleneksel kutu kavitelere alternatif olarak defalarca tartışılmıştır.⁽¹⁶⁻²¹⁾ Tünel kavite restorasyonları gibi dişlerin nihai bütünlüğünü ve direncini artırabilen, marjinal sırtı koruyan alternatif Sınıf II kavite tasarımları ve yaklaşımları vardır.⁽²⁰⁾ Tünel kavite preparasyonu ilk olarak 1960'larda süt ikinci molar dişin distal proksimal çürüklerini restore etmek, marjinal sırtın altındaki çürüklere erişmek ve böylece sırtı sağlam bırakmak için uygulandığı rapor edilmiştir.⁽²¹⁾ Tünel kavite preparasyonunun geleneksel kutu veya slot preparasyonuna göre esas avantajı, daha konservatif olması ve marjinal sırtı koruyarak dişin bütünlüğünü ve mukavemetini arttırdığı düşüncesidir.⁽²⁰⁾ Posterior dişlerin proksimal yüzeylerinde bulunan ve lezyonsuz marjinal sınırların olduğu yeni başlayan çürüklerde, marjinal sırtın korunduğu ve oklüzal yüzeyden girişin sağlandığı tünel tipi preparasyonlar yapılabilir.⁽²²⁾ Çalışmalar, marjinal sırtın korunmasının diş yapısının bütünlüğünün korunmasında önemli bir rol oynadığını göstermiştir. Ancak marjinal sırtların uzaklaştırılması, normal çiğneme kuvvetleri altında dişlerin kırılmasına yol açtığını belirten çalışmalar da mevcuttur.^(13, 23-25)

Tünel prepaasyonları konservatiftir ve özellikle yaşlı hastalarda etkin bir şekilde kullanılabildiği belirtilmiştir.⁽²⁶⁾ Dişe uygun şekilde kavite hazırlandığında, restore edilmiş dişin kırılmaya karşı direnci sağlam bir dişinkine benzer olduğu belirtilmiştir.⁽²⁷⁾ Öte yandan kavite hazırlığı, işlemi yapan hekim için zordur ve gözden kaçan çürüklerin yanı sıra lateral marjinal sırtların kırılma riski literatürde mevcuttur.^(20, 21, 28-30) Daha önceki çalışmalarda bildirilen farklı başarı oranları nedeniyle tünel tekniği hakkında tartışmalı yorumlar yapılmıştır.^(31, 32) Ayrıca Sınıf II tünel tipi tasarım, kavite duvarlarında oluşan gerilme kuvveti büyüklüğünü azaltmak için herhangi bir mekanik avantaj sağlamamaktadır.⁽³³⁾ Bu tip preparasyonun ana avantajlarından birinin, marjinal kenarı sağlam tutma olasılığı olduğu bildirilmektedir; ancak restorasyon tamamlandıktan 24 ay sonra bile oluşmaya devam eden marjinal sırt kırığı nedeniyle başarısızlıklar olmaktadır.⁽³⁴⁾ Başka bir çalışmada tünel preparasyonunun gerçekleştirilmesindeki teknik zorluklar nede-

niyle, orta büyüklükteki Sınıf II proksimal kaviteelerin operatif tedavisi için horizontal slot veya doğrudan erişilen kavite tasarımları önerilmiştir.⁽³⁴⁾ Geleneksel olarak, proksimal kontur veya azaltılmış kavite sınır uzunluğu gibi proksimal tünel restorasyonlarının faydalı etkileri, daha zorlu bir operasyon tekniği ve sağlam marjinal sırtın daha yüksek kırılma riski ile aşağı yukarı nötralize edilmiştir.^(16-21, 32, 35)

UYGULANMA SIKLIĞI

Bir araştırmada, 1983'te %66 ve 1995'teki %18'e oranlarına kıyasla, 2009'da diş hekimlerinin yalnızca %7'sinin mine ile sınırlı bir proksimal çürüğü tedavi ettikleri belirtilmiştir. Bu çalışma ayrıca tünel kavite restorasyonlarının uygulanmasında bir azalma olduğunu göstermiştir.⁽³⁶⁾ Çoğu hekimin tünel kavite prosedürünün varlığından haberdar olmasına rağmen, sadece yarısının bu işlemi uyguladığını belirten Sundberg ve ark. diş hekimlerinin yaklaşık yarısının bu kavite türünü tercih ederken, yaklaşık dörtte birinin kutu kavite preparasyonunu tercih ettiğini ve geri kalanının geleneksel Sınıf II kaviteleri tercih ettiğini bildirmiştir.⁽³⁷⁾ Norveç'te yapılan bir anket, tünel preparasyonunun Norveç'teki diş hekimlerinin yalnızca %4'ü tarafından uygulandığını belirtmektedir.⁽³⁸⁾ Başka bir araştırmada, ankete katılan diş hekimlerinin sadece yarısının tünel kavite restorasyonu yaptığını ancak çoğunluğun teknik hakkında bilgilerinin olduğunu belirtmiştir.⁽¹⁴⁾ Ankete katılan diş hekimlerinin sadece üçte biri önceki 6 ay içinde tünel restorasyonu gerçekleştirdiği ve birkaçının (%9) önceki 12 ayda 10'dan fazla restorasyon gerçekleştirdiğini belirtmiştir. Tünel kavite restorasyonunun 10 yıldan fazla klinik deneyimi olan diş hekimleri arasında daha sık yapıldığı belirtilmiştir.⁽¹⁴⁾ Bununla birlikte, araştırma nispeten az sayıda diş hekiminin tünel kavite restorasyonundan faydalandıklarını göstermektedir. Klinik uygulamalarında katılımcıların yaklaşık yarısının tünel kavite preparasyonları yaptıklarını ancak önemli sayıda diş hekiminin uygulamadan uzak durduğu belirtilmiştir.

NASIL HAZIRLANIR?

Wei Ji ve arkadaşları, tünel kavite preparasyonlarında 2.5 mm yüksekliğinde okluzo-gingival marjinal sırt bırakıldığında, dişin kırılmaya karşı sağlam dişler kadar güçlü olacağını bildirmiştir.⁽²⁷⁾ Kavite tasarımı, oklüzal yüzey üzerinde bir "T" patterni oluşturarak marjinal sırtta paralel ve santral fissür boyunca marjinden uzağa bukkio-lingual olarak uzanabilir. (Şekil 1) Daha az konservatif olacağı için çürük dokuya erişimin marjinal sırttan çok uzakta olmaması gerekmektedir. Çürük dokuya erişim açısı da oldukça önemlidir. Açıklandırma nedeniyle, konservatif olarak hazırlanmadığı takdirde bir tünel kavite preparasyonu pulpa dokusuna çok yakın konumlanabilir.⁽²⁷⁾



Şekil 1: Tünel preparasyonu giriş kavitesinin oklüzaldeki konumu ve kavitenin kesitsel proksimal görünümü (sınıf I ve sınıf II) (34)

Literatürde tanımlanan farklı tipte tünel kavite preparasyonları vardır. Esas olarak proksimal minenin korunması konusunda farklılık gösterirler. Dahili tünel hazırlığı, proksimal mineyi içermez ve aslında bir Sınıf I kavitedir. Kısmi tünel preparasyonu, kaviteye proksimal yüzeye kadar veya kavite hazırlığı sırasında minenin parçalandığı ve dolguya bitişik bir miktar demineralize mine bıraktığı yere kadar uzanır. Proksimal mine ya hafif perforedir ya da perfore değildir. Total tünel, proksimal alan perfore edilerek demineralize minenin tamamen çıkarılmasını içerir.⁽²¹⁾ Rezin infiltrasyonu ve tünel hazırlığının birleşimi, hem marjinal sırtı hem de dişin proksimal temasını korumak için mümkündür.⁽³⁹⁾ Kavite preparasyonu marjinal sırtı çok yakın olduğunda (okluzo-gingival 1.5 mm'den az) mine kırığı meydana gelebilir.⁽²⁷⁾ Öte yandan, 3.5 mm marjinal sırt korunduğunda, preparasyonda gereğinden fazla dentin kaldırılmış olur. Bu durumda tünel preparasyonu, yorulma çatlağına daha yatkın hale gelebilir.⁽¹³⁾

KULLANILAN RESTORATİF MATERYAL VE UZUN DÖNEM BAŞARI

2000 yılından önce yapılan klinik çalışmalarda cam iyonomer ile restore edilen tünel kavitelerin başarı oranının 3 yıla kadar %57-90 arasında olduğunu ve ortalama sağkalım oranının 6 yıl olduğunu gösterilmiştir.⁽¹⁸⁾ 2000 yılından önce bildirilen klinik başarı oranları çok yüksek değildir. Daha sonra yapılan başka bir araştırmada ise 3 yıl sonra restorasyonların klinik başarı oranının %10 ile %100 arasında değiştiğini, uzun süreli klinik çalışmalarda ise başarı oranının 8 yıl sonra %46 ile %85 arasında değiştiğini bildirmiştir.⁽¹³⁾ 7 yıl süren başka bir klinik takip çalışmasında ise başarı oranı %50 olarak belirtilmiştir.⁽⁴⁰⁾ Cam iyonomer uygulanan tünel kavite restorasyonlarının klinik başarı oranının, 3 yıl sonra⁽⁴¹⁾ %100, 3.5 yıl sonra⁽⁴²⁾ %90, ortalama sağkalım süresinin 6 yıl olduğunu göstermiştir.⁽¹⁸⁾ Bununla birlikte, sonraki çalışmalar daha umut verici sonuçlar bildirmiştir. Wang ve Yang, 2 yıl boyunca 35 tünel restorasyonunu takip ettikleri çalışmalarında başarı oranı %100'dür.⁽⁴³⁾ Uzun dönemli başarı oranı 8,5 yıl sonra⁽³⁴⁾ %46 ile 8 yıl sonra

%85 arasında⁽⁴⁴⁾ değişmiştir. Strand ve ark. yüksek çürük aktivitesi olan hastalarda cam iyonomer tünel kavite restorasyonlarında daha yüksek başarısızlık oranı bildirmiştir.⁽⁴⁵⁾

Cam iyonomer simanlarla yapılan klinik takiplerden çıkan sonuçlarla, karmaşık tünel kavite restorasyonlarının in vivo olarak oklüzal çiğneme kuvvetlerine dayanma şansı yoktur.^(16, 17, 19) Kompozit rezin, cam iyonomer simanla karşılaştırıldığında üstün mekanik mukavemete sahiptir ve direkt restorasyonlar için iyi bir materyal olarak hizmet eder. Dental amalgam, iyi bir mukavemet sağladığı ve kullanımı kolay olduğu için de kullanılabilir.⁽³²⁾ Kinomoto ve ark. adeziv kompozit rezin ile yaptıkları tünel kavite restorasyonlarının 2 yıllık klinik başarı oranını %96 olarak bildirmiştir. Ayrıca tünel ve geleneksel kavite preparasyonu ile yapılan restorasyonlar arasında önemli bir fark olmadığını belirtmiştir.⁽³²⁾

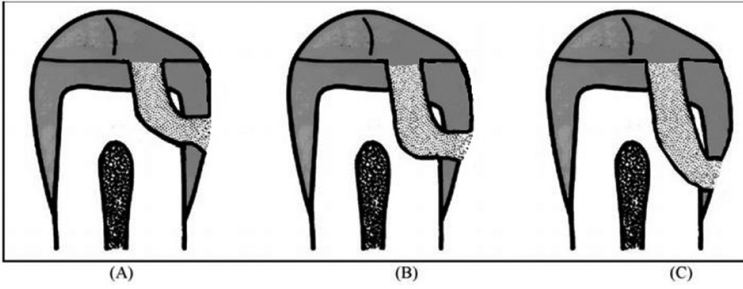
Cam iyonomer siman, florür salmanın yanı sıra mine ve dentine bağlandığı için tünel kavite preparasyonlarında tercih edilen bir malzemedir. Ancak oklüzal ısırma kuvvetlerine dayanacak kadar güçlü olmadığından birçok klinisyen cam iyonomer simanları yetişkin dişlerinde daimi restoratif materyal olarak kullanmaktan çekinmektedir.⁽⁴⁶⁾ Posterior kompozitlerle restore edilen bir tünel kavite, cam iyonomer simanlardan, metalle güçlendirilmiş cam iyonomer simanlardan veya amalgam dolgulardan daha iyi bir marjinal adaptasyon göstermiştir.⁽⁴⁷⁾ 2012 yılında yapılan bir araştırma, modern kompozit materyallerle yapılan Sınıf II direkt restorasyonların başarı oranının 10 yıl sonra %90 olduğunu belirtmiştir.⁽⁴⁸⁾ Geleneksel Sınıf II kavite preparasyonların, marjinal sırtın korunmaya çalışıldığı tünel kavitelerin yerini almasına, modern kompozitlerin yüksek mukavemeti ve uzun ömürlülüğü sebep olarak gösterilebilir.⁽⁴⁸⁾

Ebert ve ark. preparasyonun kavitesinin hermetik bir şekilde kapatılabilmesi için tünel kavite hazırlanmış dişlerde öncesinde akıcı kompozit ve ardından geleneksel kompozit kullanarak yeni bir yaklaşım önermiştir.⁽¹⁵⁾ Mevcut çalışma, adeziv rezin kompozitlerinin kullanılmasıyla tünellerin klinik yönetiminin mümkün olduğunu açıkça göstermektedir. Bununla birlikte, akışkan rezin kompozitlerin tünel kavite preparasyonlarda kullanımının in vitro ve in vivo sonuçları önemli ölçüde iyileştirebildiği de yakın zamanda yapılan bir çalışmada belirtilmiştir.⁽²²⁾ Kompozit rezin ile restore edilen tünel kavite preparasyonlarının orijinal diş ile karşılaştırılabilir bir mukavemet sağladığı gösterilmiştir.⁽³²⁾ Yakın zamanda yapılan bir çalışmada 2.5 mm okluzo-gingival marjinal sırta sahip kompozit tünel kavite restorasyonlu bir premolar dişin, preparasyon yapılmamış sağlam bir diş kadar dayanıklı olduğunu bildirilmiştir.⁽²⁷⁾

RESTORASYONLARIN BAŞARISINA ETKİ EDEN FAKTÖRLER

a) Preparasyon Alanının Konumu ve Boyutu

Bir dişin kırılma direnci, marjinal sırtın gücü ile yakından bağlantılı olduğundan, tünel hazırlığından sonra kalan marjinal sırt miktarı, başarıda kilit rol oynar.⁽²⁷⁾ Marjinal sırta olan okluzu-gingival mesafenin, dişi zayıflatmada oklüzal kavitenin boyutlarından daha fazla etkisi olduğu belirtilmiştir.⁽⁴⁹⁾ 2.5 mm kalınlığın kritik miktar olduğu ve tünel restorasyonlu dişin mukavemetinin sağlam bir dişle karşılaştırılabilir olacağı gösterilmiştir. (Şekil 2) Kırılgan bir mine tabakası dentinin yetersiz desteği nedeniyle kavite preparasyonu marjinal sırta çok yakınsa kırılma riski çok yüksektir. 3,5 mm marjinal sırt korunduğunda ise preparasyon aşırı dentinin çıkarılmasını gerektirir. Bu durumda da tünel kavite, kırılmalara karşı daha hassas olabilir.⁽²⁷⁾ Literatürde bildirilen tüm başarısızlık nedenleri arasında, marjinal sırtın kırılması ve tekrarlayan çürüklerin oluşması öncelikli nedenlerdir.⁽²⁰⁾



Şekil 2: Preparasyon sonrası farklı kalınlıklarda kalan marjinal sırtın mesio-distal kesitte gösterimi.⁽²⁷⁾ (A) 1.5mm, (B) 2.5mm, (C) 3.5mm

Çürük uzantısı, klinisyenin kısmi veya tam tünel hazırlığı yapma kararını da etkiler. Holst ve ark. ve Hasselrot ve ark. tarafından yapılan araştırmalar, kısmi tünel preparasyonlarının, daha yüksek kırılma direncine sahip olduğunu belirtmişlerdir.^(35, 40) Kısmi tünel preparasyonu, kavitasyonun içine proksimal yüzeye kadar uzanır veya kavite hazırlığı sırasında dolguya komşu bitişik bir miktar demineralize mine bırakarak hazırlanır. Toplam tünel hazırlığı, diş dokularının daha kapsamlı bir şekilde çıkarılmasını içerir, böylece kırılma direncini azaltır. Çürüklerin tahmin edilenden daha geniş olduğu ortaya çıkarsa veya marjinal sırtın kırılma riski yüksek olduğunda, tünel preparasyonu geleneksel bir Sınıf II kavite tasarıma dönüştürülmelidir.

b) Hekime Bağlı Faktörler

Operatörün becerisi preparasyonların başarısında önemli bir faktördür.⁽³³⁾ Deneyimli operatörler tarafından gerçekleştirilen tünel kavite restorasyonlarında yüksek başarı oranı bildirmiştir.^(20, 32) Tünel restorasyonu için uygun vakaların seçilmesi gerekmektedir.⁽⁵⁰⁾ Tünel kavite hazırlığı tekniğe çok duyarlı olmasına rağmen, diş hekiminin dikkatli vaka seçimi ve restorasyonun ustaca uygulanması durumunda proksimal çürük lezyonları bu yöntemle restore edilebilir.⁽¹³⁾ Tünel kavite restorasyonlarının klinik tekniğini açıklayan makaleler olmasına rağmen, pratisyen diş hekimleri arasında kullanımına ilişkin bilgi eksikliği vardır.⁽²¹⁾

c) Çürük Dokunun Uzaklaştırılmasındaki Zorluklar ve Tekrarlayan Çürükler

Restore edilmiş dişin kırılma direnci ile ilgili endişeye ek olarak, başarısızlığın yaygın bir nedeni tekrarlayan çürüklerdir.⁽⁵¹⁾ Çürüklerin eksik çıkarılması, preparasyon sırasında yetersiz erişim nedeniyle yetersiz görüşten kaynaklanabilir. Çürüklerin çıkarılması için en zor alan marjinal sırtın altındaki alanlardır.⁽²⁰⁾ Çürük nedeniyle başarısız olan tünel kavite restorasyonlarının in vitro çalışmaları, mine-dentin birleşiminin yanındaki çürük dentin nedeniyle %17'ye varan oranda başarısız olduğunu göstermiştir.⁽²⁰⁾ Kısıtlı erişim nedeniyle yetersiz çürük uzaklaştırılmasının neden olduğu tekrarlayan çürükler, kaviteleri doldurmadaki yetersizlik kadar önemli bir endişe olmaya devam etmektedir. Pyk ve Mejara, tünel restorasyonunun başarısızlığının en yaygın nedeninin tünel restorasyonuna komşu dişte klinik veya radyografik olarak tespit edilen çürükler olduğunu bildirmiştir.⁽⁵²⁾ Tünel restorasyonunun klinik başarısında önemli olan vaka seçimi sırasında çürük yayılımı ve hastanın çürük aktivitesi de dikkate alınmalıdır.^(35, 40)

d) Restoratif Materyal Seçimi

Adeziv kompozit restorasyonlar diğer materyallere göre uygulama tekniğine daha duyarlıdır. Doğru adezyon tekniği ve iyi nem kontrolü, restorasyonun uzun ömürlü olması için kritik öneme sahiptir. Daha iyi uyum ve marjinal bütünlük için, dişin kademeli olarak restore edilmesiyle polimerizasyon büzülmesi en aza indirilmelidir.⁽¹⁶⁾ Ayrıca adeziv içerikli restoratif materyal kullanımının marjinal sırtın gücünü geri kazanmaya yardımcı olduğu gösterilmiştir.⁽⁴⁹⁾ Bulk-fill akışkan rezin kompozitin, düşük polimerizasyon büzülmesi gibi tabakalama tekniğine kıyasla büzülme stresi dağılımı açısından avantajlara sahip olduğu bilinmektedir.^(9, 53) Yakın zamanda yapılan bir çalışmada bulk-fill akışkan kompozit rezin kullanımının küçük proksimal kavite duvarlarında oluşan reziduel gerilimi azaltabileceğini göstermiştir.⁽⁹⁾ Kavite tasarımıyla bağımsız olarak, akışkan bulk-fill rezin kompozitlerin kullanımı, eksik diş dokusunu restore etmek için uygun bir seçenek olduğu belirtilmiştir.

Kompozitlerle restore edilen posterior tünel kaviteler, cam iyonomer simanlardan, metalle güçlendirilmiş cam-iyonomer simanlardan veya amalgam dolgulardan daha iyi bir marjinal adaptasyon göstermiştir.⁽⁴⁷⁾ Strand ve ark. yüksek çürük aktivitesi olan hastalarda cam iyonomer tünel restorasyonlarında daha yüksek başarısızlık oranı bildirmiştir.⁽⁴⁵⁾ Cam iyonomer siman, sertleşmede çok az boyut değişikliğine ve dişe benzer bir termal genleşme katsayısına sahiptir. Ayrıca dentine bağlanır ve tekrarlayan çürük gelişimi riskini azaltmak için florür salgılar. Bununla birlikte, cam iyonomerin aşınmasını önlemek için oklüzal giriş kavitesinin kompozit restorasyonlarla kapatılması önerilmektedir.⁽¹³⁾ Bir çalışma, kompozit rezin ile rezin modifiye cam iyonomer siman kullanan geleneksel sandviç tekniğinin, akıcı kompozit rezin kullanılan örneklerle göre daha fazla mikro sızıntıya yol açtığını göstermiştir.⁽⁵⁴⁾

e) Kullanılan Ekipmanlar

Tünel kavite restorasyonlarının başarısı, dental materyallerdeki gelişmeler ve LED ışık cihazları, daha küçük uçlara sahip el aletlerinin varlığı ve ağız içi görünürlüğü arttıran yüksek kaliteli büyüteçli loopların piyasaya sürülmesiyle birlikte artmıştır.^(26, 27) Operatörün dental loop kullanması, lezyona erişimin daha başarılı olmasını mümkün kılarak çürüklerin daha kapsamlı bir şekilde uzaklaştırmasını sağlayabilir. Ek olarak, standart Sınıf II kompozit rezin restorasyonlarda oluşabilen restorasyon taşkınlıklarının %40'a kadar azaltmak için de dental büyüteçlerin kullanımının faydalı olduğu bildirilmiştir.⁽⁵⁵⁾

Bir çalışmada mantar şeklinde çalışma uçları olan frezlerin kullanımının, minimal invaziv diş hekimliğinin yanı sıra preparasyon için evrensel kullanım gereksinimlerini karşılama yeteneğini gösterdiği belirtilmiştir. Mantar frez, hem sağlam diş sert dokularının korunmasını hem de intrakoronal rekonstrüksiyonu kolaylaştırmıştır.⁽²²⁾ Çürüklerin tamamen çıkarılması, tünel kavite restorasyonu planlayan klinisyen için başka bir önemli zorluk olabilir. Uzun ve küçük bir ekskavatör ayrıca marjin etrafındaki çürük alanı verimli bir şekilde temizleyebilir. Ayrıca çalışma alanının yetersiz aydınlatılması nedeniyle çürük doku yetersiz uzaklaştırılabilir ve bu durumda restorasyonun başarısız olmasına neden olabilir. Çürüklerin çıkarılması için en zor alan marjinal sırtın altındaki bölgedir.⁽⁵⁶⁾ Dental looplar ayrıca restorasyonu yerleştirmeden önce marjinal çıkıntının ince çatlak çizgileri açısından kontrol edilmesini sağlar. Marjinal sırtlar, kavite hazırlığı öncesinde veya sırasında çatlak çizgileri geliştirebilir ve restorasyondan sonra kırılabilir.⁽¹⁶⁾ Bu sayede önceden kırılma ihtimali olan alanları görmemizi sağlar.

f) Pulpa ve Dişe Bağlı Sebepler

Sınırlı erişim, mekanik olarak çürüklerin çıkarılması sırasında pulpa hasarı riskini de artırabilir. Tünel preparasyonunun genellikle pulpaya 1 mm mesafeye kadar

invaze olabildiğini ve bu nedenle operasyon alanına yeterli aydınlatma sağlanması, preparasyon sırasında dental loop kullanımı ve biyouyumlu koruyucu bir astar kullanılması gibi pulpa koruma önlemlerinin çok önemli olduğunu bildirmiştir.⁽²⁹⁾ Yine aynı çalışmada geleneksel Sınıf II preparasyon ile pulpa arasında kalan dentin kalınlığının tünel kavite preparasyonuna göre daha fazla olduğunu bildirmiştir.⁽²⁹⁾ Ayrıca, başarısızlıkla önemli ölçüde ilişkili olan diğer faktörün diş tipi olduğu belirtilmiştir. Molar dişlerinin, premolar dişlerden beş kat daha fazla başarısız olma olasılığının olduğu rapor edilmiştir.⁽⁵²⁾ Başka bir çalışmada ise diş tipi, lezyon boyutu ve yapılan tünel restorasyonlarının türü açısından restorasyonların prognozu ve başarısında önemli bir fark olmadığı belirtilmiştir.⁽²⁰⁾ Ancak restorasyon için seçilen materyal, kalan marjinal kret miktarı ve hastanın çürük aktivitesi klinik başarıyı etkileyen önemli faktörler olabilir.

SONUÇ

Tünel kavite preparasyonu tekniği ile proksimal çürüklerin restorasyonu konservatif bir uygulamadır. Korunmuş marjinal sırt, restore edilmiş dişin kırılma direncini koruyabilir. Ancak eğitimi olmayan veya deneyimsiz diş hekimleri için tünel kavite preparasyonlarında daha büyük bir pulpa hasarı riski vardır. Vaka seçimi ve klinisyenin yeteneği, başarıyı etkileyen en önemli faktörlerdir. Klinisyenlerin çürük lezyonun konumu ve büyüklüğünü belirlemek için dijital radyografi tekniklerinden faydalanmaları, hassas bir preparasyon yaparak çürük dokunun tamamını uzaklaştırabilmek için kaviteye uygun mantar şeklinde frezler ve dental loop kullanımı ve adeziv içerikli dolgu materyallerinin kullanımında uygun izolasyon yöntemleri ve güçlü ışık çıkışı olan LED dental polimerizasyon cihazlarının kullanılması önerilir. Ayrıca hastaya bağlı faktörlerin de klinik başarıyı etkilediği unutulmamalıdır. Bu bilgiler ışığında preparasyon tekniğinin avantajları ve dezavantajları göz önünde bulundurulmalıdır. Tünel kavite preparasyonları her zaman en konservatif veya en güvenli preparasyon yöntemi olmayabilir. Bu yüzden vaka seçimi çok önemlidir.

KAYNAKLAR

1. Cardoso M, Coelho A, Lima R, et al. Efficacy and Patient's Acceptance of Alternative Methods for Caries Removal-a Systematic Review. *J Clin Med*. 2020 Oct 23;9(11):3407. doi: 10.3390/jcm9113407.
2. Lai WK, Lu YC, Hsieh CR, et al. Developing Lactic Acid Bacteria as an Oral Healthy Food. *Life* (Basel). 2021 Mar 24;11(4):268. doi: 10.3390/life11040268.
3. Chu CH, Lo EC, You DS. Clinical diagnosis of fissure caries with conventional and laser-induced fluorescence techniques. *Lasers Med Sci*. 2010 May;25(3):355-62. doi: 10.1007/s10103-009-0655-6.
4. Mount GJ. Minimal intervention dentistry: rationale of cavity design. *Oper Dent*. 2003 Jan-Feb;28(1):92-9.

5. Osborne JW, Summitt JB. Extension for prevention: is it relevant today? *Am J Dent*. 1998 Aug;11(4):189-96.
6. Ritter AV, Boushell LW WR. (2018). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 7th ed. St. Louis: Elsevier.
7. Zarow M, Vadini M, Chojnacka-Brozek A, et al. Effect of Fiber Posts on Stress Distribution of Endodontically Treated Upper Premolars: Finite Element Analysis. *Nanomaterials (Basel)*. 2020 Aug 29;10(9):1708. doi: 10.3390/nano10091708.
8. Valian A, Moravej-Salehi E, Geramy A, et al. Effect of Extension and Type of Composite-Restored Class II Cavities on Biomechanical Properties of Teeth: A Three Dimensional Finite Element Analysis. *J Dent (Tehran)*. 2015 Feb;12(2):140-50.
9. Campaner LM, Silveira MPM, de Andrade GS, et al. Influence of Polymeric Restorative Materials on the Stress Distribution in Posterior Fixed Partial Dentures: 3D Finite Element Analysis. *Polymers (Basel)*. 2021 Feb 28;13(5):758. doi: 10.3390/polym13050758.
10. Frencken JE, Peters MC, Manton DJ, et al. Minimal intervention dentistry for managing dental caries - a review: report of a FDI task group. *Int Dent J*. 2012 Oct;62(5):223-43. doi: 10.1111/idx.12007.
11. Zieniewska I, Maciejczyk M, Zalewska A. The Effect of Selected Dental Materials Used in Conservative Dentistry, Endodontics, Surgery, and Orthodontics as Well as during the Periodontal Treatment on the Redox Balance in the Oral Cavity. *Int J Mol Sci*. 2020 Dec 18;21(24):9684. doi: 10.3390/ijms21249684.
12. Mackenzie L, Banerjee A. Minimally invasive direct restorations: a practical guide. *Br Dent J*. 2017 Aug 11;223(3):163-171. doi: 10.1038/sj.bdj.2017.661.
13. Chu CH, Mei ML, Cheung C, et al. Restoring proximal caries lesions conservatively with tunnel restorations. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2013 Jul 30;5:43-50. doi: 10.2147/CCIDE.S48567.
14. Chu CH, Mei ML, Nalliah RP. A survey of practices of tunnel preparation among dentists who attended the 100th FDI Annual World Dental Congress. *J Investig Clin Dent*. 2015 Feb;6(1):63-8. doi: 10.1111/jicd.12081.
15. Ebert J, Frankenberger R, Petschelt A. A novel approach for filling tunnel-prepared teeth with composites of two different consistencies: a case presentation. *Quintessence Int*. 2012 Feb;43(2):93-6.
16. Knight GM. The tunnel restoration--nine years of clinical experience using capsulated glass ionomer cements. Case report. *Aust Dent J*. 1992 Aug;37(4):245-51. doi: 10.1111/j.1834-7819.1992.tb04738.x.
17. McComb D. Systematic review of conservative operative caries management strategies. *J Dent Educ*. 2001 Oct;65(10):1154-61.
18. Nicolaisen S, von der Fehr FR, Lunder N, et al. Performance of tunnel restorations at 3-6 years. *J Dent*. 2000 Aug;28(6):383-7. doi: 10.1016/s0300-5712(00)00024-5.
19. Papa J, Wilson PR, Tyas MJ. Tunnel restorations: a review. *J Esthet Dent*. 1992;4 Suppl:4-9. doi: 10.1111/j.1708-8240.1992.tb00708.x.
20. Wiegand A, Attin T. Treatment of proximal caries lesions by tunnel restorations. *Dent Mater*. 2007 Dec;23(12):1461-7. doi: 10.1016/j.dental.2006.12.004.
21. Ratledge DK, Kidd EA, Treasure ET. The tunnel restoration. *Br Dent J*. 2002 Nov 9;193(9):501-6. doi: 10.1038/sj.bdj.4801609.
22. Preusse PJ, Winter J, Amend S, et al. Class II resin composite restorations-tunnel vs. box-only in vitro and in vivo. *Clin Oral Investig*. 2021 Feb;25(2):737-744. doi: 10.1007/s00784-020-03649-y.
23. Palamara JE, Palamara D, Messer HH. Strains in the marginal ridge during occlusal loading. *Aust Dent J*. 2002 Sep;47(3):218-22. doi: 10.1111/j.1834-7819.2002.tb00332.x.
24. Covey D, Schulein TM, Kohout FJ. Marginal ridge strength of restored teeth with modified Class II cavity preparations. *J Am Dent Assoc*. 1989 Feb;118(2):199-202. doi: 10.14219/jada.archive.1989.0226.

25. Shahrbaaf S, Mirzakouchaki B, Oskoui SS, et al. The effect of marginal ridge thickness on the fracture resistance of endodontically-treated, composite restored maxillary premolars. *Oper Dent*. 2007 May-Jun;32(3):285-90. doi: 10.2341/06-83.
26. Chalmers JM. Minimal intervention dentistry: part 2. Strategies for addressing restorative challenges in older patients. *J Can Dent Assoc*. 2006 Jun;72(5):435-40.
27. Ji W, Chen Z, Frencken JE. Strength of tunnel-restored teeth with different materials and marginal ridge height. *Dent Mater*. 2009 Nov;25(11):1363-70. doi: 10.1016/j.dental.2009.06.007.
28. Papa J, Cain C, Messer HH. Efficacy of tunnel restorations in the removal of caries. *Quintessence Int*. 1993 Oct;24(10):715-9.
29. Papa J, Cain C, Messer HH, et al. Tunnel restorations versus class II restorations for small proximal lesions: a comparison of tooth strengths. *Quintessence Int*. 1993 Feb;24(2):93-8.
30. Strand GV, Tveit AB, Gjerdet NR, et al. Marginal ridge strength of teeth with tunnel preparations. *Int Dent J*. 1995 Apr;45(2):117-23.
31. Strand GV, Tveit AB, Eide GE. Cavity design and dimensions of tunnel preparations versus composite resin Class-II preparations. *Acta Odontol Scand*. 1995 Aug;53(4):217-21. doi: 10.3109/00016359509005975.
32. Kinomoto Y, Inoue Y, Ebisu S. A two-year comparison of resin-based composite tunnel and Class II restorations in a randomized controlled trial. *Am J Dent*. 2004 Aug;17(4):253-6.
33. Pilebro CE, van Dijken JW. Analysis of factors affecting failure of glass cermet tunnel restorations in a multi-center study. *Clin Oral Investig*. 2001 Jun;5(2):96-101. doi: 10.1007/s007840100106.
34. Hörsted-Bindslev P, Heyde-Petersen B, Simonsen P, et al. Tunnel or saucer-shaped restorations: a survival analysis. *Clin Oral Investig*. 2005 Dec;9(4):233-8. doi: 10.1007/s00784-005-0011-6.
35. Holst A, Brännström M. Restoration of small proximal dentin lesions with the tunnel technique. A 3-year clinical study performed in Public Dental Service clinics. *Swed Dent J*. 1998;22(4):143-8.
36. Gordan VV, Garvan CW, Heft MW, et al. Restorative treatment thresholds for interproximal primary caries based on radiographic images: findings from the Dental Practice-Based Research Network. *Gen Dent*. 2009 Nov-Dec;57(6):654-63.
36. Sundberg H, Mejäre I, Espelid I, et al. Swedish dentists' decisions on preparation techniques and restorative materials. *Acta Odontol Scand*. 2000 Jun;58(3):135-41. doi: 10.1080/000163500429271.
37. Vidnes-Kopperud S, Tveit AB, Espelid I. Changes in the treatment concept for approximal caries from 1983 to 2009 in Norway. *Caries Res*. 2011;45(2):113-20. doi: 10.1159/000324810.
38. Kielbassa AM, Ulrich I, Werth VD, et al. External and internal resin infiltration of natural proximal subsurface caries lesions: A valuable enhancement of the internal tunnel restoration. *Quintessence Int*. 2017;48(5):357-368. doi: 10.3290/j.qi.a37799.
39. Hasselrot L. Tunnel restorations in permanent teeth. A 7 year follow up study. *Swed Dent J*. 1998;22(1-2):1-7.
40. Lumley PJ, Fisher FJ. Tunnel restorations: a long-term pilot study over a minimum of five years. *J Dent*. 1995 Aug;23(4):213-5. doi: 10.1016/0300-5712(95)91185-p.
41. Hasselrot L. Tunnel restorations. A 3 1/2-year follow up study of Class I and II tunnel restorations in permanent and primary teeth. *Swed Dent J*. 1993;17(5):173-82.
42. Wang Y, Yang PS. [Clinical evaluation of tunnel-restoration]. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*. 2003 Feb;12(1):7-8. Chinese.
43. Jones SE. The theory and practice of internal 'tunnel' restorations: a review of the literature and observations on clinical performance over eight years in practice. *Prim Dent Care*. 1999 Jul;6(3):93-100. PMID: 11819878.
44. Strand GV, Nordbø H, Leirskar J, et al. Tunnel restorations placed in routine practice and observed for 24 to 54 months. *Quintessence Int*. 2000 Jul-Aug;31(7):453-60.
45. Chu CH, King NM, Lee AM, et al. A pilot study of the marginal adaptation and surface morphology of glass-cermet cements. *Quintessence Int*. 1996 Jul;27(7):493-501.
46. Chalker SA, Lumley PJ. An in vitro assessment of cavity margin finishing and marginal adaptation of tunnel restorations. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1993 Jun;1(4):151-6.

47. Heintze SD, Rousson V. Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis. *J Adhes Dent.* 2012 Aug;14(5):407-31. doi: 10.3290/j.jad.a28390.
48. Fasbinder DJ, Davis RD, Burgess JO. Marginal ridge strength in Class II tunnel restorations. *Am J Dent.* 1991 Apr;4(2):77-82.
49. Chu CH, Yeung CY, Lo EC. Monitoring patient satisfaction with university dental services under two fee-paying systems. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2001 Oct;29(5):390-8. doi: 10.1034/j.1600-0528.2001.290509.x.
50. Chu CH, Chow TW. Esthetic designs of removable partial dentures. *Gen Dent.* 2003 Jul-Aug;51(4):322-4.
51. Pyk N, Mejäre I. Tunnel restorations in general practice. Influence of some clinical variables on the success rate. *Acta Odontol Scand.* 1999 Aug;57(4):195-200. doi: 10.1080/000163599428779.
52. Kaisarly D, Meierhofer D, El Gezawi M, et al. Effects of flowable liners on the shrinkage vectors of bulk-fill composites. *Clin Oral Investig.* 2021 Aug;25(8):4927-4940. doi: 10.1007/s00784-021-03801-2.
53. Moazzami SM, Sarabi N, Hajizadeh H, et al. Efficacy of four lining materials in sandwich technique to reduce microleakage in class II composite resin restorations. *Oper Dent.* 2014 May-Jun;39(3):256-63. doi: 10.2341/11-495-L.
54. Frankenberger R, Krämer N, Pelka M, et al. Internal adaptation and overhang formation of direct Class II resin composite restorations. *Clin Oral Investig.* 1999 Dec;3(4):208-15. doi: 10.1007/s007840050103.
55. Strand GV, Tveit AB, Espelid I. Variations among operators in the performance of tunnel preparations in vitro. *Scand J Dent Res.* 1994 Jun;102(3):151-5. doi: 10.1111/j.1600-0722.1994.tb01171.x.