

BÖLÜM 14

YENİ NESİL ZİRKONYA SERAMİKLER

Tuba YILMAZ SAVAŞ¹

GİRİŞ

Uzun yıllardır en yaygın olarak kullanılan restorasyon tekniği metal altyapılı seramik sistemler iken tam seramik restorasyonlar estetik görünümün giderek daha önemli hale gelmesiyle metal destekli seramiklerin yerini almıştır (1). Düşük eğilme ve kırılma dayanımları nedeniyle lösit içerikli seramikler için endikasyon aralığı anterior restorasyonlarla sınırlıdır (1). Estetik posterior restorasyonlar ve uzun tam seramik sabit bölümlü protezler için bir alternatif olarak, zirkonya altyapılı porselen restorasyonlar popüler hale gelmiştir (2). İtiryum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) seramikleri, mükemmel mekanik özellikleri (3) ve biyoyumluluğu (4) sayesinde klinik uygulamalarda giderek daha yaygın hale gelmiştir. Bu materyal ile birden fazla üyeli sabit protetik restorasyonların üretimi, zirkonyanın üstün eğilme direnci, kırılma dayanımı, sertliği, aşınma direnci ve yüksek biyoyumluluğu ile mümkündür. Bununla birlikte, erken dönem geleneksel Y-TZP seramikleri gri-beyazdır (5) ve restorasyonun estetiğini tehlikeye atan yüksek opaklık sergiler (6). Daha doğal bir görünüm elde etmek ve restorasyonun yüzeysel yarı saydamlığını iyileştirmek için genellikle yüzeyine veneer seramiği uygulanır (7). Ne yazık ki veneer seramiğinin ufalanması (chipping) ve kırılması, zirkonya altyapılı restorasyonlarda teknik bir komplikasyon olarak bildirilmiştir (8). Veneer seramiği ile zirkonya arasındaki ufalanma zirkonya altyapılı seramik restorasyonların en büyük dezavantajıdır (9-12). Bu durum veneer seramiğinin belirgin şekilde daha düşük eğilme dayanımı ve kırılabilirliği nedeniyle olur. Dolayısıyla restorasyonun içimdeki stres birikimi telafi edilemez ve malzeme kırılır (11). Bu nedenle, kabul edilebilir estetik restorasyonlar elde etmek ve veneer seramiğinin kırılma riskini azaltmak için Y-TZP'lerin yarı saydamlığı-

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD.,
tuba-yilmaz@windowlive.com

nı iyileştirme ihtiyacı, monolitik translusent Y-TZP restorasyonlarının klinik kullanım için hızla geliştirilmesini sağlamıştır (13).

GENEL ÖZELLİKLER

Metalin bir oksiti olan zirkonya (ZrO_2), 19. yüzyılın sonundan beri cam yapımında yanmaz bir malzeme olarak kullanılmaktadır (14). Günümüzde bıçaklar ve golf sopası kafaları için kullanılmaktadır. Elmas benzeri mücevherler için bir değerli taş olarak kübik kristal fazıyla ünlüdür. Zirkonya, düşük sitotoksite, korozyon potansiyeli ve bakteriyel yapışma eğiliminin düşük olması gibi olumlu özelliklerinden dolayı 1970'lerden beri tıpta ve diş hekimliğinde kullanılmaktadır (15).

Yüksek biyouyumlulukları ve estetik potansiyelleri nedeniyle tam seramik malzemeler metal destekli restorasyonlara uygun bir alternatiftir. Çeşitli cam seramik sistemler dışında, tam seramikler sınıfı sürekli değişen ve geliştirilen farklı türde zirkonya seramikleri de içermektedir. Monolitik zirkonya da dahil olmak üzere çok fazla türde ve sayıda seçenek olduğu için günlük klinik uygulamalarda materyal seçimi oldukça karmaşık ve zor bir hale gelmiştir (16). Üç ila dört üyeli zirkonya altyapılı sabit protetik restorasyonlar ile ilgili yapılan prospektif çalışmalar oldukça olumlu sonuçlar sunmaktadır (17, 18). Bu çalışmalarda rapor edilen en önemli problem veneer seramiğinin zirkonya alt yapıdan ufalanarak ayrılması yani sorunudur (17, 18). Bu komplikasyonların önüne geçilmesi amacıyla veneer seramiği olmadan kullanılabilen anatomik kontur zirkonya (monolitik zirkonya) restorasyonlar tanıtılmıştır.

Günümüzde monolitik restorasyonlara olan eğilim gittikçe artmaktadır. Bunun nedenleri arasında altyapı üzerine yapılan veneerleme ihtiyacının ortadan kalkması ve buna bağlı olarak üretim maliyetinin azalması, yüksek dayanım elde edilmesi ve daha az preperasyona izin veren ince kalınlıklarda restorasyon yapılabilmesi sayılabilir (16).

Zirkonya ısıya bağlı olarak üç formda bulunabilen polimorfik bir materyaldir. Oda ısısında monoklinik fazda, $1173^{\circ}C$ 'de tetragonal ve $2370^{\circ}C$ 'de kübik fazda bulunur (19). Sıcaklık yaklaşık $1170^{\circ}C$ 'ye yükseldiğinde, monoklinik faz, hacimde yaklaşık %4-5'lik bir büzülme ile birlikte tetragonal faza dönüşür. Tetragonal faz, hacimde sadece minimum değişikliklerle yaklaşık $2370^{\circ}C$ 'de kübik faza dönüşür (14, 20).

Soğutma işlemi tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm için hacim genişlemesi ile sonuçlanır. Bu nedenle, hasarsız yapıların zorunlu olduğu bi-

yomedikal uygulamalar için saf zirkonya kullanmak imkansızdır. Soğutma işleminin kendisi, hacimdeki ilgili ani artışa uyum sağlayamayan zirkonyanın sertliğinden kaynaklanan daha fazla strese yol açar. Sinterlenmiş seramiklerde ani hasar/kırılma ya da artık gerilim zamanla çatlak oluşumunu teşvik edecektir. Ancak, itriyum oksit (Y_2O_3), kalsiyum oksit (CaO) veya magnezyum oksit (MgO) gibi bileşenlerin ZrO_2 içerisine dahil edilmesiyle tetragonal ve kübik faz oda sıcaklığında yarı kararlı fazlar olarak stabilize edilir. Farklı miktarlarda katkı maddesi eklenerek (miktar stabilizatörün tipine de bağlıdır) kısmen veya tamamen stabilize zirkon oluşur (11, 20, 21). Tamamen stabilize zirkonya, %8 mol Y_2O_3 veya %16 mol MgO veya CaO eklenerek elde edilir. Aynı katkı maddelerinin daha küçük miktarları, çoğunlukla yarı kararlı tetragonal ve kübik fazlar ile kısmen stabilize zirkonyaya yol açar (21). Stabilizasyon mekanizması sırasında, düşük değerlikli katkı iyonları kafeste Zr_4^+ 'nın yerini alarak oksijen boşluklarına yol açar. Tetragonal fazın metastabilitesi ve dolayısıyla zirkonyanın stabilizasyonu çoğunlukla bu oksijen boşluklarının varlığına atfedilir. Boşluklara olan mesafelerine bağlı olarak anyon ve katyonların gevşemesine izin verirler (20).

Sinterlenmiş Y-TZP materyali esas olarak (~%98) %96 - 99.8 yoğunluğa sahip yarı kararlı tetragonal fazdan oluşur. Y-TZP seramikleri çoğunlukla ultra saf ince hammadde tozlarından yapılır. Kullanılan katkı maddesi miktarı, %3 mol Y_2O_3 kullanıldığında 3Y-TZP gibi kısaltmanın önünde belirtilir. Yüksek dayanımın yüksek tetragonal faz içeriği ile orantılı olduğu, yüksek miktarda monoklinik fazın ise düşük dayanıma yol açtığı keşfedilmiştir. Dönüşüm yeteneği ve karşılık gelen sıcaklık, gren boyutu kontrollüdür. Bu nedenle, hedeflenen gren boyutu ayarı çok önemlidir. Gren boyutu kritik bir boyutun altına düşerse, malzeme çatlak gelişimi sırasında tetragonalden monoklinik faza dönüşüm yeteneğini kaybeder ve bu nedenle dayanımı azalır. Stabilizatör ve konsantrasyonu, bu boyuta bağlı etkileri kontrol eder. İttriyum oksit belirli bir konsantrasyon ve tane boyutu bölgesinde en güçlü stabilizatör olarak ortaya çıkar (20).

Yarı kararlı tetragonal fazın monoklinik faza dönüştürülmesinden kaynaklanan dikkat çekici yönler, dönüşüm sertleşmesi ve artan çatlak direncidir. Stabilize zirkonyanın bu özellikleri, çatlak yayılmasının çok önemli bir konu olduğu biyomedikal uygulamalar için olağanüstü fayda sağlar. Çatlak ucuna yakın uygulanan stres, tetragonalden monoklinik faza dönüşüm ve bununla ilişkili hacim genişlemesi ile sonuçlanacaktır. Dönüşüm, başlangıçta çatlak

ucuna yakın olan ve daha sonra bir çatlak özelliği olarak gelişen bir dönüşüm bölgesinin oluşumuna yol açar. Dönüşüm bölgesinin boyutu ve mikro yapısı (örneğin gren boyutu) dayanımı kontrol eder. Hacimdeki artış ve buna eşlik eden içsel gerilim nedeniyle, dönüşüm bölgesi, çatlağı baskılayan ve hatta kapatan ve daha fazla büyümeyi önleyen basınç gerilimi altındadır. Bu işlem tarafından enerji tüketimi nedeniyle (aksi takdirde çatlak büyümesi için gerekli olan enerji) malzemenin kırılma dayanımı (K_{IC}) artar. Genel olarak süreç, çatlak yayılmasını engeller ve malzemenin kırılma dayanımını artırır (20, 21).

Düşük Isı Bozunması

2000'li yılların başında ortopedideki bazı problemler nedeniyle, zirkonyanın yaşlanmaya veya düşük sıcaklık bozulmasına (Low Thermal Degradation - LTD) duyarlı olduğu bilinmektedir. Bu yaşlanma süreci sırasında yarı kararlı tetragonal faz, nispeten düşük sıcaklıklarda suyun varlığında yüzeyden başlayarak yavaş bir dönüşümle kararlı monoklinik faza dönüşür (20, 22).

Yaşlanma, stres kaynaklı bir mekanizma yoluyla yüzeydeki tek bir tanenin dönüştürülmesiyle başlar. Bu durum artık gerilme, büyük gren boyutu, düşük itriyum oksit içeriği veya kübik fazın varlığı gibi tetragonal fazın stabilitesi için dezavantajlı olan özellikler veya sorunlar tarafından desteklenir. Dönüşüm, komşu grenlerde ve mikro çatlaklarda strese neden olan tipik hacim artışına yol açar. Bu, dönüştürülmüş bölgeyi artıran bir dizi dönüşümle sonuçlanır. Mikro çatlaklar, suyun kütleye daha fazla nüfuz edebileceği ve yaşlanma sürecinin ilerlemeye devam edebileceği bir yol sunar. LTD tarafından oluşturulan bu dönüştürülmüş bölgeler, yüzey pürüzlülüğüne neden olur ve aşınma nedeniyle çekmelere neden olabilir (20, 22).

3Y-TZP'de LTD riskini azaltmaya yönelik stratejiler, partikül boyutunu küçültme, itriyum içeriğini artırma, Al_2O_3 ekleme ve ZrO_2 ham partikülleri elde etmek için kimyasal sentez yolunu değiştirmedi. İşlemenin yüzeye stres veya gerilim getirebileceği ve bunun da LTD'ye duyarlılığı artırabileceği akılda tutulmalıdır (21).

YENİ NESİL ZİRKONYA MATERYALLERİNİN SINIFLANDIRILMASI

Dental tam seramik sabit protetik restorasyonlar için, kimyasal bileşimleri ve özellikle stabilizatör Y_2O_3 içeriği ile ayırt edilebilen farklı sınıf zirkonya türleri kullanılır. 2014 yılına kadar, tek kuronlardan çok üniteli implant destekli köp-

rülere kadar restorasyonların üretiminde yalnızca yüksek dayanıklı 3Y-TZP kullanıldı. Günümüzde, estetik tam kontur (monolitik) restorasyonlar için geliştirilmiş yarı saydamlık sunan, ancak mekanik özellikleri azaltan çeşitli zirkonya türleri kullanılmaktadır. Yeni nesil zirkonya seramiklerin geliştirilmesindeki temel amaç onların translusensilerini arttırarak monolitik restorasyon olarak kullanılmasına imkan tanımaktır. Zirkonyanın translusensisini geliştirmek için çeşitli yöntemlere başvurulmuştur. Bunlar; materyalin yapısındaki defekt sayısının azaltılması (cam fazı veya sinterleme eklentisi ilavesi) (23), mikro yapının iyileştirilmesi, böylece tane sınırları artık geçen ışığa müdahale etmeyerek ışık geçirgenliği arttırılır (16), gren boyutları büyütülerek grenlerin etrafındaki sınırların sayısının azaltılması amaçlanır (24) ve materyalin yapısı isotropik optik özellikleri olan kübik fazdan oluşturularak ışığın iki kez kırılmasının önüne geçilir (25). Günümüzde zirkonya materyalleri mekanik ve optik özelliklerine göre dört nesile (jenerasyon) ayrılır.

Birinci Nesil Monolitik Zirkonya Seramikler

İlk nesil, %3 mol itriyum oksit ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal (3Y-TZP) geleneksel seramiklere dayanmaktadır. Bu zirkonya seramikler dental pazarda 25 yıldan uzun süredir bulunmaktadır ve üstün mekanik özellikler sunar. Biyouyumları ve 1000 MPa'dan yüksek bükülme dayanımları ile uzun süredir kullanılmaktadır (8, 26). Sahip oldukları mekanik özellikler sayesinde çok üyeli sabit protezlerin yapımına olanak sağlarlar. Ancak bu mekanik özellikleri onları görsel olarak opak yapar, bu da birinci nesil zirkonyanın kullanım alanını altyapı olarak kısıtlar (16). Opak rengi maskelemek ve estetik olarak doğal bir görünüm elde edebilmek için bir veneer seramiği ile kaplanmaları gerekir (7). Zirkonya altyapılı restorasyonlar ile ilgili yapılan in vivo ve in vitro çalışmalarda uygun mekanik stabilite ve yüksek klinik güvenilirlik rapor edilmiştir (17, 27, 28).

Birinci nesilin sahip olduğu opasite nedeniyle monolitik restorasyon olarak uygulanması kontrendikedir. Bu nedenle, monolitik kullanımının uygun hale getirilmesi için birinci nesil zirkonya üzerinde çeşitli uygulamalar yapılmıştır (16). Buradaki temel amaç optik özellikleri özellikle translusensiyi iyileştirmektir (29). Bunun için ilk girişim sinterleme parametresini değiştirerek yapılmıştır. Bilim insanları son sinterleme sıcaklığını 1600°C'ye kadar yükseltmişler ve bekletme sürelerini uzatmışlardır. Bu değişiklik translusensiyi arttırmış ancak mekanik özelliklerin ve uzun süreli stabilitenin azalmasına neden olmuştur (30).

İkinci Nesil Monolitik Zirkonya Seramikler

2013 yılında 3Y-TZP materyallerinin geliştirilmiş versiyonu tanıtıldı. Bu materyallerdeki yenilik temel olarak moleküler seviyede yapıldı (16). İkinci nesil, kontrollü sinterleme sıcaklığı (<1600°C) ile daha düşük konsantrasyonda alümina katkı maddesi içeren 3Y-TZP'den oluşuyordu. İkinci nesil 3Y-TZP'nin alüminyum oksit (Al_2O_3) içeriği ağırlıkça %0,25'ten %0,05'e düşürülerek ışık geçirgenlik derecesinde bir miktar farklılık gösterilmesi amaçlandı (2, 11, 12, 31). Düşük Al_2O_3 içeriği, materyalin tetragonal fazının daha az kararlı olmasına neden oldu. Bu nedenle ikinci nesil zirkonya düşük ısı bozunmasına daha duyarlı hale geldi (31). İkinci nesil 3Y-TZP'de aynı zamanda Al_2O_3 gren boyutu da küçültülmüş ve zirkonyanın gren sınırlarına yeniden konumlandırılmıştır (11, 32). Gözenekli yapı azaldıkça ışık geçirgenliği ve optik özellikler iyileştirilmiş, ancak yine de ön bölge için estetik olarak yetersiz kalmıştır (11).

Üçüncü Nesil Monolitik Zirkonya Seramikler

Translusent zirkonya arzusu, 2015 yılında estetiği arttırmak için üçüncü nesil monolitik zirkonyanın (5Y-TZP) geliştirilmesini sağladı. Zirkonyanın translusensisini daha fazla geliştirmek için itriyum oksit miktarı %5 mol'e yükseltildi. İlk iki nesile benzer şekilde, 5Y-TZP de kısmen stabilize edilmiş bir zirkonyadır, ancak ilk iki neslin aksine, tetragonal faza oranla yaklaşık %50 kübik faz içerir (11, 31). Üçüncü nesil, daha yüksek miktarda kübik kristalli zirkonya fazı (c-ZrO₂) ile birlikte daha yüksek oranda itriyum oksit stabilizatörü (≥4 mol %) ihtiva eder. Büyük miktarda olan kübik faz zirkonyanın mekanik özelliklerini, özellikle kırılma dayanımını azaltsa da, optik özelliklerini iyileştirmiştir (12, 33).

Kübik faz, zirkonya materyalinde daha yüksek itriyum oksit içeriği sayesinde elde edilir. Bu da zirkonyayı daha kararlı ve hidrotermal yaşlanmaya karşı daha dirençli hale getirir. Böylece materyal düşük ısı bozunmasına karşı daha az duyarlı olur (8, 20, 34, 35). Artan translusensinin ana etkeni, optik saçılma katsayısını azaltan, kalan tetragonal fazın ışık kırmasını engelleyen kübik fazın izotropik özelliğidir (11, 25, 36). Translusensi aynı zamanda mikroyapıdan da etkilenir. Translusensi gren sınırlarının sayısındaki azalmayla artar ve bu nedenle tane boyutuyla da ilişkilidir (37). Sinterleme sıcaklığı, itriyum oksit içeriği ve kübik faz ne kadar yüksek olursa, zirkonya seramik içindeki kübik kristal faz fraksiyonu o kadar büyük olur (38). Bu zirkonyanın bir dezavanta-

ji, stabil kübik kafes nedeniyle bükülme ve kırılma dayanımındaki azalma ve stres kaynaklı dönüşüm sertleşmesi yeteneğinin düşük olması veya hiç olmamasıdır (2, 20, 34, 39).

Dördüncü Nesil Monolitik Zirkonya Seramikler

Üçüncü nesil zirkonya, birden fazla üyeli uzun sabit protetik restorasyonlar için mekanik gereksinimleri karşılamadığından, 2017 yılında ikinci ve üçüncü nesil zirkonya arasında bir geçiş sağlayan ve tetragonal faza oranla %30 kübik faz içeren yeni dördüncü nesil (4Y-TZP) zirkonya polikristalini geliştirilmiştir (37). Üçüncü nesil ile kıyaslandığında itriyum oksit oranı %4 mole düşürülerek mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi amaçlanmaktadır. Üçüncü nesile kıyasla ışık geçirgenliği azalmış olsa da estetik olarak kabul edilir düzeydedir. Üreticilere göre değişmekle birlikte dördüncü nesil zirkonya uzun olmayan çok üyeli köprülerde endikedir (16).

Üçüncü ve dördüncü nesil zirkonya materyallerinin değiştirilmiş kimyasal kompozisyonlarının yanı sıra gren boyutları da 3Y-TZP'ye göre daha büyüktür. Bu sayede ışık daha az çift kırılma ve ışık saçılmasına uğrar; bu da onları 3Y-TZP'ye oranla daha translusent yapar. Ancak 4Y-TZP ve 5Y-TZP'nin belirgin bir dezavantajı, 3Y-TZP'ye kıyasla daha düşük kırılma dayanımıdır. Transludent materyaller daha küçük miktarlarda tetragonal faza sahiptir (4Y-TZP'de %75 ve 5Y-TZP'de ~ %50), bu da tetragonalden monoklinik faza dönüşüme olasılığın azalmasına ve dolayısıyla daha az dönüşüm sertleşmesine yol açar (2).

Monolitik Zirkonya Bloklar

Zirkonya blokları üreticiler tarafından birçok farklı formda sunulabilmektedir. Bunlar optik ve kimyasal kompozisyon olarak farklı seçeneklerde karşımıza çıkmaktadır. Günümüzde zirkonya bloklar monokromatik (tek renk) ve uniform kompozisyonlu (tek nesil), polikromatik multilayer (renk geçişli ve katmanlı) ve uniform kompozisyonlu, polikromatik multilayer ve hibrit kompozisyonlu (birden fazla nesil) olabilmektedir (40). Örneğin hibrit kompozisyonlu bloklar 3Y-TZP ile 5Y-TZP veya 4Y-TZP ile 5Y-TZP kombinasyonlu olabilmektedir. Bu konfigürasyonlar üretici firmalara göre hayli farklılıklar göstermektedir. Farklı nesil zirkonyanın aynı blokta bir araya getirilmesindeki amaç hem stabilite ve dayanıklılığı arttırmak hem de restorasyonun insizal bölgesinde arzu edilen ışık geçirgenliğini elde edebilmektir (16).

Monolitik Zirkonyada Simantasyon

Zirkonyanın cam içermeyen polikristalin mikro yapısı ve kimyasal inertliği nedeniyle, zirkonyaya adezyon silika bazlı seramiklere göre daha zordur (41, 42). Zirkonyaya olan bağlantıyı iyileştirmek için çeşitli yüzey işlemleri önerilmiştir. Çünkü zirkonya ile uzun süreli dayanıklı rezin bağları elde etmek için hem mekanik hem de kimyasal ön işlemler gereklidir (43, 44). Al_2O_3 ve silika kaplı alüminyum (alümina) partikülleri ile kumlama, yüzey pürüzlülüğü yoluyla mikromekanik kilitlemeyi iyileştirmeye yönelik en yaygın yöntemler olarak rapor edilmiştir (43, 45, 46). Bununla birlikte, bu işlemler yüzeyde bozulmalara, plastik deformasyona, alümina parçalarının yüzeye gömülmesine ve mikro çatlaklar gibi yüzey kusurlarına sebep olabilir. Bu kusurlar zirkonyanın kırılma dayanımını azaltır ve mekanik özelliklerini tehlikeye atabilir (47-49).

Zirkonya restorasyonlar, yüksek eğilme dayanımları sayesinde geleneksel siman ile simante edilebilse de hem dayanımın hem de tutuculuğun artması için rezin simanlar ile adeziv simantasyon gerekebilir (50). Uzun dönem iyi bir bağlantı için 3Y-TZP zirkonyada simantasyon için Al_2O_3 ile kumlama ile birlikte adeziv monomer uygulaması tavsiye edilmektedir. Bununla birlikte, hava basınçlı partikül aşındırmasının 3Y-TZP zirkonyanın eğilme dayanımı üzerindeki etkisi, aşındırıcı partiküllerin boyutuna, tipine ve kullanılan hava basıncına bağlı olduğundan tartışmalıdır (51). Ayrıca 3Y-TZP'nin Al_2O_3 partikülleri aşındırılmasından sonra yüzey hasarına ilişkin endişeler dile getirilmiştir (47, 52). Örneğin, bazı çalışmalar kumlama işleminden sonra artan bir eğilme dayanımı bildirmiştir. Bu durum dönüşüm sertleşmesi mekanizmasının partikül aşınması tarafından ortaya çıkan herhangi bir potansiyel kritik kusuru dengelediği düşünülerek açıklanabilir (53-55). Buna karşılık, diğer çalışmalar, büyük yüzey kusurlarının eklenmesi nedeniyle kumlama işleminden sonra zirkonyanın dayanımının azaldığını bildirmiştir (47, 56). Günümüzde, yüksek translüsent zirkonyanın düşük aşındırıcı parçacıkların ve düşük hava basınçlarının kullanımına ilişkin sınırlı kanıt mevcuttur (57, 58). Geleneksel zirkonyaya kıyasla yüksek oranda kübik faz içeren yeni nesil zirkonya dönüşüm sertleşmesi mekanizması göstermediğinden Al_2O_3 ile kumlama sonrasında daha fazla yüzey ve mekanik hasar gösterebilir. Zirkonya yüzeyine zarar vermemek için, keskin ve sert alümina yerine daha yumuşak ve yuvarlak aşındırıcı materyallerin kullanılması Zhang ve ark. tarafından önerilmiştir (59). Bununla birlikte, hava-parçacık aşındırma yöntemleri tek başına zirkonya seramiklerine rezin

siman yapışması için yeterli değildir (43, 44). Ek kimyasal adezyonun, primer içeren fonksiyonel monomerlerle gerçekleştirilmesi gerekir. Özellikle, 10-metakriloksidil dihidrojen fosfat (10-MDP), dental zirkonyaya arzu edilen kimyasal bağlanma kapasitesi ile bilinir (60). Bir monomer olan 10-MDP temel olarak metal oksitlere bağlanmak için tasarlanmıştır. Sonradan kullanımı seramikleri oksitlemek için genişletilmiştir. Pasif zirkonya yüzeyinin hidroksil grupları ile 10-MDP'nin fosfat ester grubu arasındaki kimyasal etkileşim nedeniyle 10-MDP içeren rezin siman veya primerleri zirkonya ile rezin bağlantısında en başarılı sistemler gibi görünmektedir (61). Yakın tarihli bir çalışma, rezin siman ile kübik zirkonya arasındaki bağlanmayı geleneksel tetragonal zirkonyaya benzer bulmuştur (62).

GÜNCEL ÇALIŞMALAR

Yeni tanıtılan ultra-tranludent ve multilayer monolitik zirkonya seramikleri, önemli ölçüde geliştirilmiş estetik ve tranludent sunar, ancak üstün özelliklerini korumak ve uzun vadeli potansiyellerinin anlaşılması için hem in vitro hem de in vivo olarak daha fazla değerlendirilmeleri gerekir (63). Son teknoloji gelişimi ile monolitik zirkonya daha estetik özellikler ve daha doğal bir görünüm elde etmiştir. Ancak monolitik zirkonyanın yüksek dayanımı ve yüzey pürüzlülüğü nedeniyle antagonist dişlerde aşınmaya neden olabilir. Yakın zamanda yayınlanmış bir meta-analizin sonuçları, bu aşınma miktarının istatistiksel olarak kabul edilebilir olduğunu ve feldspatik porselen ile diş minesine göre daha düşük olduğunu göstermiştir. Ayrıca cilalı veya glazeli yüzeyler mine kaybını engellediğinden diş aşınmasını en aza indirmek için yüzey bitim yöntemleri uygulanmalıdır (64). Cilalı zirkonya en az miktarda antagonist aşınmaya neden olmaktadır. Bu nedenle klinik uyumlamalardan sonra zirkonya restorasyonunun yeniden cilalanması çok önemlidir. Diğer seramik materyalleri ile karşılaştırıldığında, monolitik zirkonya, özellikle uygun şekilde cilalanırsa, antagonistlerin minimum aşınmasına neden olur. Bu sayede sert bir polikristal malzeme olarak zirkonyanın önemli diş yapısı kaybına neden olacağı konusundaki ilk endişeler önemli ölçüde aşılmıştır (63). Pürüzlülüğü ve dolayısıyla LTD etkisini geciktirme için cilalama ve glaze önerilir. Monolitik zirkonya için şiddetli aşındırma protokolleri tavsiye edilmez (65).

Bruksist hastalarda monolitik zirkonya restorasyon kullanılması, karşıt minenin yüksek oranda aşınmasına neden olabilir. Restorasyona uygulanan ba-

sıncın artmasıyla antagonist aşınmasının hızlandığı bildirilmiştir (64). Ancak yapılan başka bir meta-analizde bruksist hasta grubundaki monolitik zirkonya restorasyonlarının genel sağ kalım ve başarı oranlarında, bruksist olmayan hastalara kıyasla anlamlı bir fark olmadığı, ancak veneer seramiği ile kaplı zirkonya restorasyonları ve tek diş implant üstü protezlerde, bruksist grubunda daha yüksek oranda komplikasyon olduğu rapor edilmiştir (66).

Zirkonya restorasyonların sağ kalımı ile ilgili olarak, birkaç kısa süreli çalışma, özellikle implant destekli monolitik zirkonya kron ve sabit parsiyel restorasyonlar için umut verici sonuçlar ortaya koymaktadır. Eldeki sınırlı veri nedeniyle, prognoz ve uzun süreli sağ kalım konularını aydınlatmak için iyi tasarlanmış klinik çalışmalara acilen ihtiyaç vardır (63).

Anterior dişlerde kullanım için tercih edilen monolitik zirkonya, iyi estetik özellikler ve kabul edilebilir mekanik performans gerektirir. Bu nedenle, bir stabilizatör olarak daha yüksek bir itriyum oksit oranına (>%6.1) ve bileşiminde azaltılmış Al_2O_3 yüzdelere (<%0.11) sahip olması tavsiye edilmektedir (67). Posterior bölgelerde, yeterli estetiği sağlarken daha yüksek oklüzal kuvvetlere direnecek mekanik özellikler gereklidir ve bu nedenle daha düşük yüzdelerde itriyum oksit (\leq %3) ve daha yüksek Al_2O_3 yüzdelinde (>%0,41) zirkonya önerilmektedir (67).

Otoklavın neden olduğu düşük ısı bozunmasının hem birinci hem de ikinci nesil tetragonal zirkonya için monoklinik fazda bir artışa neden olduğu, ancak üçüncü nesil kübik zirkonyanın kristal yapıları üzerinde çok az veya hiç etkisi olmadığı sonucuna varılabilir. Birinci ve ikinci nesil zirkonyanın optik özellikleri, birkaç saatlik otoklav yaşanmasından sonra tehlikeye girebilir (68).

SONUÇ

Günümüzde estetik beklentinin yükselmesi ve uzun dönem dayanıklı restorasyon talebi monolitik zirkonyanın hızla geliştirilmesini sağlamıştır. Zirkonyanın biyouyumluluğunun yanı sıra sahip olduğu üstün mekanik ve kimyasal özellikleri bu gelişimde önemli olmuştur. Birinci nesil zirkonya uzun yıllar altyapı seramiği olarak başarıyla kullanılsa da üst yapı olarak kullanılan veneer seramiği ile bağlantı problemleri sıklıkla veneer seramiğinin ufalanması ile sonuçlanmaktadır. Monolitik zirkonyanın geliştirilmesi veneer seramiği kullanımını ortadan kaldırarak üretimdeki basamak sayısını azaltarak ufalanma problemini de çözmüştür. Ancak estetik görünümü sağlayan veneer serami-

ğinin konsept dışı bırakılması, monolitik zirkonyanın optik özelliklerinin iyileştirilmesi gerekliliğini ortaya çıkarmıştır. Transluseninin arttırılma ihtiyacı sırasıyla ikinci, üçüncü ve dördüncü nesil monolitik zirkonyaların geliştirilmesini hızlandırmıştır. Farklı kimyasal kompozisyonlara sahip bu materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri de çeşitlilik göstermektedir. Üreticilerin farklı konfigürasyonlarda çok sayıda monolitik zirkonya seramiğini piyasaya sürmeleri, hangi nesil zirkonyanın nerede kullanılacağı konusunda kafa karışıklığı yaratabilmektedir. Dolayısı ile hem klinisyenlerin hem de dental teknisyenlerin bu materyallerin kimyasal yapısı ve klinik kullanım endikasyonları hakkında bilgi sahibi olması uzun dönem başarılı restorasyonların üretimi açısından çok önemlidir. Yapılan çalışmalar yeni nesil monolitik zirkonya estorasyonların gelişmiş estetik, mekanik dayanım, uygun aşınma direnci, karışıkta aşındırma yapmaması gibi veriler rapor etse de uzun dönem in vitro ve in vivo çalışmalar ile bu verilerin desteklenmesine ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Jerman E, Lumkemann N, Eichberger M, et al. Evaluation of translucency, Marten's hardness, biaxial flexural strength and fracture toughness of 3Y-TZP, 4Y-TZP and 5Y-TZP materials. *Dental Materials* 2021;37(2):212-22.
2. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, et al. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials* 2016;32(12):e327-e37.
3. Chen Y-M, Smales RJ, Yip KH-K, et al. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dental Materials* 2008;24(11):1506-11.
4. Scarano A, Di Carlo F, Quaranta M, et al. Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. *Journal of Oral Implantology* 2003;29(1):8-12.
5. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, et al. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2010;104(1):6-12.
6. Tong H, Tanaka CB, Kaizer MR, et al. Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area. *Ceramics International* 2016;42(1 Pt B):1077-85.
7. Vichi A, Louca C, Corciolani G, et al. Color related to ceramic and zirconia restorations: A review. *Dental Materials* 2011;27(1):97-108.
8. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental Materials* 2011;27(1):83-96.
9. Zadeh PN, Lümkemann N, Sener B, et al. Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2018;120(6):948-54.
10. Hannink RH, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society* 2000;83(3):461-87.
11. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, et al. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence International* 2017;48(5):369-80.
12. Zhang Y, Lawn B. Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of Dental Research* 2018;97(2):140-7.

13. Shen J, Xie H, Wu X, et al. Evaluation of the effect of low-temperature degradation on the translucency and mechanical properties of ultra-transparent 5Y-TZP ceramics. *Ceramics International* 2020;46(1):553-9.
14. Chen Y-W, Moussi J, Drury JL, et al. Zirconia in biomedical applications. *Expert Review of Medical Devices* 2016;13(10):945-63.
15. Elvers B. Ullmann's encyclopedia of industrial chemistry: Verlag Chemie; 1991.
16. Guth JF, Stawarczyk B, Edelhoff D, Liebermann A. Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence International* 2019;50(7):512-20.
17. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia-and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics* 2010;23(6).
18. Rinke S, Gersdorff N, Lange K, Roediger M. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results. *International Journal of Prosthodontics* 2013;26(2).
19. Kim H-K. Effect of a rapid-cooling protocol on the optical and mechanical properties of dental monolithic zirconia containing 3–5 mol% Y_2O_3 . *Materials* 2020;13(8):1923.
20. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials* 2008;24(3):289-98.
21. Volpato CÂM, Garbelotto L, Fredel MC, Bondioli F. Application of zirconia in dentistry: biological, mechanical and optical considerations. *Advances in Ceramics-Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and Environment*. 2011;25.
22. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27(4):535-43.
23. Anselmi-Tamburini U, Woolman JN, Munir ZA. Transparent nanometric cubic and tetragonal zirconia obtained by high-pressure pulsed electric current sintering. *Advanced Functional Materials* 2007;17(16):3267-73.
24. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, et al. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & Biotechnological equipment*. 2016;30(4):644-52.
25. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: influence of scattering caused by birefringence. *Journal of American Ceramic Society* 2011;94(6):1850-8.
26. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials* 2008;24(3):299-307.
27. Filser F, Kocher P, Weibel F, et al. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *International Journal of Computerized Dentistry* 2001;4(2):89-106.
28. Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, et al. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clinical Oral Investigations* 2013;17(1):269-74.
29. Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, et al. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2018;119(1):36-46.
30. Khanlar LN, Takagaki T, Abdou A, et al. Effect of Air-Particle Abrasion Protocol and Primer on The Topography and Bond Strength of a High-Translucent Zirconia Ceramic. *Journal of Prosthodontics* 2022;31(3):228-38.
31. Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, et al. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2018;120(1):132-137.
32. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, et al. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental Materials* 2014:419-24.
33. Pereira GK, Guilardi LF, Dapieve KS, et al. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorati-

- ons. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018;85:57-65.
34. Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, et al. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *Journal of Dentistry* 2017;60:70-6.
 35. Inokoshi M, Vanmeensel K, Zhang F, et al. Aging resistance of surface-treated dental zirconia. *Dental Materials* 2015;31(2):182-94.
 36. Zhang F, Reveron H, Spies BC, et al. Trade-off between fracture resistance and translucency of zirconia and lithium-disilicate glass ceramics for monolithic restorations. *Acta Biomaterialia* 2019;91:24-34.
 37. Jansen JU, Lumkemann N, Letz I, et al. Impact of high-speed sintering on translucency, phase content, grain sizes, and flexural strength of 3Y-TZP and 4Y-TZP zirconia materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2019;122(4):396-403.
 38. Matsui K, Yoshida H, Ikuhara Y. Grain-boundary structure and microstructure development mechanism in 2–8 mol% yttria-stabilized zirconia polycrystals. *Acta Materialia* 2008;56(6):1315-25.
 39. Kolakarnprasert N, Kaizer MR, Kim DK, et al. New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dental Materials* 2019;35(5):797-806.
 40. Ban S. Classification and Properties of Dental Zirconia as Implant Fixtures and Superstructures. *Materials* 2021;14(17):4879.
 41. Otani A, Amaral M, May LG, et al. A critical evaluation of bond strength tests for the assessment of bonding to Y-TZP. *Dental Materials* 2015;31(6):648-56.
 42. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials* 1998;14(1):64-71.
 43. Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S, et al. Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *Journal of Dental Research* 2014;93(4):329-34.
 44. Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to Zirconia Used for Dental Restorations: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Adhesive Dentistry* 2015;17(1).
 45. Tzanakakis EG, Tzoutzas IG, Koidis PT. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2016;115(1):9-19.
 46. da Silva EM, Miragaya L, Sabrosa CE, et al. Stability of the bond between two resin cements and an yttria-stabilized zirconia ceramic after six months of aging in water. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2014;112(3):568-75.
 47. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, et al. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 2004;71(2):381-6.
 48. Hallmann L, Ulmer P, Lehmann F, et al. Effect of surface modifications on the bond strength of zirconia ceramic with resin cement resin. *Dental Materials* 2016;32(5):631-9.
 49. Hallmann L, Ulmer P, Wille S, et al. Effect of surface treatments on the properties and morphological change of dental zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2016;115(3):341-9.
 50. Blatz MB, Conejo J. The current state of chairside digital dentistry and materials. *Dental Clinics* 2019;63(2):175-97.
 51. Mao L, Kaizer M, Zhao M, et al. Graded ultra-translucent zirconia (5Y-PSZ) for strength and functionalities. *Journal of Dental Research* 2018;97(11):1222-8.
 52. Aurelio IL, Marchionatti AME, Montagner AF, et al. Does air particle abrasion affect the flexural strength and phase transformation of Y-TZP? A systematic review and meta-analysis. *Dental Materials* 2016;32(6):827-45.
 53. Inokoshi M, Shimizu H, Nozaki K, et al. Crystallographic and morphological analysis of sandblasted highly translucent dental zirconia. *Dental Materials* 2018.
 54. Valandro LF, Özcan M, Amaral R, et al. Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: Microtensile versus shear test. *Dental Materials Journal*

- 2008;27(6):849-55.
55. Papanagioutou HP, Morgano SM, Giordano RA, et al. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2006;96(3):154-64.
 56. Guazzato M, Albakry M, Quach L, et al. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dental Materials* 2005;21(5):454-63.
 57. McLaren EA, Maharishi A, White SN. Influence of yttria content and surface treatment on the strength of translucent zirconia materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2021.
 58. AlMutairi R, AlNahedh H, Maawadh A, et al. Effects of Different Air Particle Abrasion Protocols on the Biaxial Flexural Strength and Fractography of High/Ultra-Translucent Zirconia. *Materials* 2021;15(1):244.
 59. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, et al. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *International Journal of Prosthodontics* 2006;19(5).
 60. Inokoshi M, Poitevin A, De Munck J, et al. Bonding effectiveness to different chemically pre-treated dental zirconia. *Clin Oral Investigations* 2014;18(7):1803-12.
 61. Papia E, Larsson C, du Toit M, et al. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2014;102(2):395-413.
 62. Le M, Larsson C, Papia E. Bond strength between MDP-based cement and translucent zirconia. *Dental Materials Journal* 2019:2018-194.
 63. Kontonasaki E, Rigos AE, Iliá C, et al. Monolithic Zirconia: An Update to Current Knowledge. Optical Properties, Wear, and Clinical Performance. *Dentistry Journal (Basel)* 2019;7(3).
 64. Aljomard YR, Altunok EÇ, Kara HB. Enamel wear against monolithic zirconia restorations: A meta-analysis and systematic review of in vitro studies. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2022;34(3):473-89.
 65. Fathy SM, Al-Zordk W, Grawish ME, et al. Flexural strength and translucency characterization of aesthetic monolithic zirconia and relevance to clinical indications: A systematic review. *Dental Materials* 2021;37(4):711-30.
 66. Heller H, Sreter D, Arieli A, et al. Survival and Success Rates of Monolithic Zirconia Restorations Supported by Teeth and Implants in Bruxer versus Non-Bruxer Patients: A Retrospective Study. *Materials* 2022;15(3):833.
 67. Solá-Ruiz MF, Rico-Coderch A, Fons-Badal C, et al. Influence of the chemical composition of monolithic zirconia on its optical and mechanical properties. Systematic review and meta-regression. *Journal of Prosthodontic Research* 2022;66(2):193-207.
 68. Hajhamid B, Alfrisany N, Somogyi-Ganss E. The effect of accelerated aging on crystalline structures and optical properties of different monolithic zirconia: A qualitative systematic review. *Dental Materials* 2022.