

BÖLÜM 9

DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN PEEK VE PEKK MATERYALLERİNE GENEL BAKIŞ¹

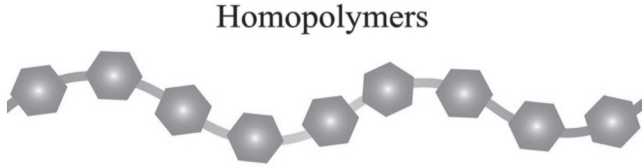
Kevser KARAKAYA²
Server MUTLUAY ÜNAL³

Diş hekimliğinde çeşitli amaçlar ile kullanılan materyallerin farklı içerikleri ve kullanım alanları bulunmaktadır. Protetik diş tedavisinde kullanılmakta olan 3 temel restoratif materyal bulunmaktadır (1).

RESTORATİF MATERYALLER

- Metaller
- Seramikler
- Polimerler

Polimer terimi Yunancada, “birçok parçaya sahip” anlamına gelmektedir. Bir polimerin tekrar eden birimleri veya monomer segmentlerinin tümü aynı olabilir. Böyle bir durumda, bir homopolimerimiz vardır (Şekil 1). İki ya da daha fazla farklı monomer kullanıldığında, elde edilen malzeme bir kopolimer olarak sınıflandırılır (Şekil2).



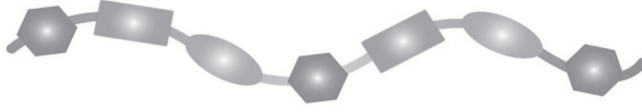
Şekil 1. Homopolimer zincirinin görünümü

¹ Bu çalışma Dr Öğr Üyesi Server MUTLUAY ÜNAL danışmanlığında hazırlanmış olan Arş Gör. Kevser KARAKAYA'ya ait Farklı Basamak Dizaynının Peek Ve Pekk Alt Yapı Materyalleri Kullanıldığında Periodontal Ligament, Diş, Kemik Ve Alt Yapı Materyallerindeki Strese Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi isimli tezden türetilmiştir.

² Uzm. Dt., Protetik Diş Tedavisi, Özel Klinik, kevserkarakaya91@gmail.com

³ Dr. Öğr. Üyesi, Afyonkarahisar Sağlık Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD., servermutluay@hotmail.com

Copolymers

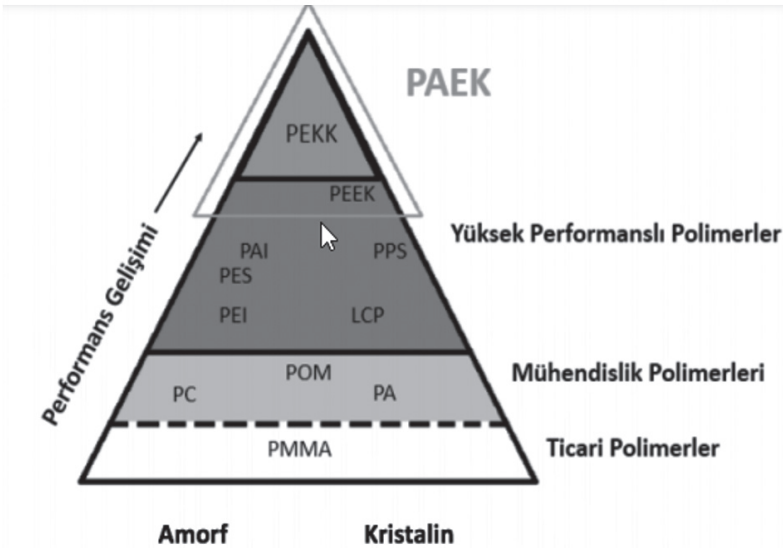


Şekil 2. Kopolimer zincirinin görünümü

PAEK'ler fiziksel ve kimyasal kararlılıkları ve yüksek erime sıcaklıkları nedeniyle endüstriyel uygulamalar için kullanılan yüksek performanslı termoplastik polimerlerdir (2).

Yirmi yıl önce biyouyumluluğunun doğrulanmasının ardından PAEK(poliarileterketon)ler ortopedik implantlar için biyomateryal olarak giderek daha fazla kullanılmıştır. (3).

Amorf ve kristalin gibi iki farklı yapıda bulunan polimerler, gelişim düzeyine göre mühendislik, ticari ve yüksek performanslı polimerler şeklinde ayrılmaktadır. PAEK ailesinin, diş hekimliğinde kullanılan PEEK(polieterterketon) ile PEKK(polieterketonketon) olmak üzere iki türü bulunmaktadır. PEKK materyali, performans gelişiminin gösterildiği piramitin en üst basamağında bulunmaktadır (Şekil 3) (4).



Şekil 3. Polimerlerin performans gelişimini gösteren piramit

PEEK VE PEKK ÜRETİM YÖNTEMLERİ

PEEK polimerlerinin istisnai özellikleri olmasına rağmen, bu malzemeler geleneksel plastik işleme yöntemleriyle işlenir. Tipik olarak PEEK materyali, peletlerin 150 ° C'de hava dolaşımına sahip bir fırında 3 saat ısıya maruz bırakılmasıyla elde edilebilir. Fırın yalnızca daha düşük sıcaklıklara sahipse, daha uzun bir kurutma süresi gerekli olacaktır.

3 şekilde üretim tekniği mevcuttur:

Kalıplı Enjeksiyon (Injection Molding)

PEEK implant bileşenlerinin kütle projeksiyonu için uygun çekici bir üretim tekniğidir. Enjeksiyon kalıplama, tipik olarak, makinedeki bir huni içine dökülen peletler veya granüller kullanılarak gerçekleştirilir. Peletler daha sonra otomatik olarak erimiş polimeri eriten ve basınçlandıran ısıtılmış bir vida tertibatına sokulur, böylece ısıtılmış bir kalıba akar. PEEK bileşeni konsolide edildiğinde, otomatik olarak kalıptan çıkarılır, böylece yeni bir döngü gerçekleştirilebilir (3).

Ekstrüzyon

Ekstrüzyon, çubuklar, tabakalar ve monofilament lifler gibi uzun stok şekilleri üretmek için bir üretim sürecidir. PEEK peletleri veya granülleri tipik olarak ekstrüzyon için başlangıç hammaddesidir. Peletler, erimiş polimeri eriten ve basınçlandıran ısıtılmış bir vida düzeneğini besleyen bir huniye dökülür. Erimiş polimer daha sonra ısıtılmış bir kalıptan geçirilir ve ekstrüzyon hattı boyunca yavaş bir şekilde oda sıcaklığına soğur (3).

Compression Molding (Kalıplı Basınç)

Basıncı kalıplama, plakalar veya kalın levhalar gibi şekiller için üretim sürecidir. Bir sıkıştırılabilir kalıplama presi, iki ısıtılmış plakadan oluşur. Alt baskı levhası, reçine tozu veya granüllerle doldurulmuş levha veya tabaka için bir girinti içerir. Daha sonra baskı levhaları birbirine bastırılır ve reçineyi sağlamlaştırmak için ısıtılır. PEEK'in sıkıştırılabilir kalıplama, ısıtılmış bir pres, bir fırın ve ilgili gerilme seviyeleri, kesme ve kuvvetler nedeniyle düşük dereceli çelik / metal olabilen bir alet gerektirir. Sıkıştırma için genellikle ince toz dereceli PEEK polimer tercih edilir (3).

PEEK ve PEKK Güçlendirme

PEEK ve PEKK materyallerini güçlendirmek için karbon fiberler, cam fiberler, titanyum dioksit ile baryum sülfat tozu eklenebilir.

Karbon Fiberle Güçlendirme

Karbon fiberlerin eklenmesi aşamasında, açığa çıkartılan fonksiyonel gruplar polimer matriksinde bulunan monomerlerle kovalent bağlar kurarlar. Buna ilave olarak, fiberleri korumak için epoksi rezin uygulanabilir. Böylece, karbon fiberle güçlendirilmiş materyal üretilmiş olur. Devamlı olarak karbon fiber eklenmesi, dayanıklılık, tokluk, sertlik gibi özellikleri daha fazla geliştirmektedir (5,6).

Karbon fiber ile güçlendirilmiş olan PEEK in elastik modülü (18 GPa), kortikal kemiğin elastik modülüne (10-19 GPa) çok yakındır. (7).

Bu doldurucuların eklenmesi sayesinde değişmiş mekanik özelliklerden dolayı PEEK, sadece konvansiyonel bir polimerler değil; alaşımlar, metaller, seramikler yerinede kullanılabilecek alternatif bir malzemedir (7).

Cam Fiber ile Güçlendirme

Cam fiberler, dayanıklılıklarının yüksek olması ve genleşmeleriniin düşük olmasından dolayı termoplastiklerin fiberle güçlendirilmesi yönteminde sıklıkla kullanılmaktadır. Cam fiber ilavesi, mekanik performansı arttırarak, aşınmaya daha dirençli hale gelmeyi sağlar vede materyalin termal stabilitesini yükseltir. (6,8,9).

Titanyum Dioksit ile Güçlendirme

Titanyum dioksit, oluşan bileşiğin rengini daha da beyaz hale getiren bir pigmenttir. PEEK materyali eklendiğinde bileşiğin esneme dayanıklılığı ile elastik modülü ilave edilen toz miktarıyla doğru orantılı artış göstermektedir (6).

Baryum Sülfat ile Güçlendirme

Baryum Sülfat ($BaSO_4$) tozu, x-ışınını absorbe eder ve oluşan görüntüde kontrast oluşumunu sağlamaktadır. Normalde translüent olan PEEK ile PEKK materyallerine, baryum sülfat ilavesiyle radyoopak özellik kazandırılır (3).

PEEK, üretim sürecine bağlı kural olarak %30 ile %35 kristallik derecesi gösteren iki fazlı, yarı kristal bir polimerdir. Yarı kristalin polimerlerin ekstrüde edilmiş yani bitmiş ürünlerinin soğutma işlemi, genellikle enjeksiyonla

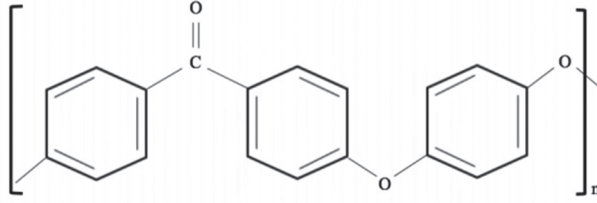
kalıplanmış olanların soğutma işleminden daha fazla zaman aldığından, zaman zaman kristallik derecesinde önemli farklılıklar ortaya çıkabilir. Yeterince yüksek alet sıcaklığı ve malzemeye kristal yapılarını oluşturması için uygun zaman veren bir döngü süresi, bu konudaki kritik hususlardır. Kristallik derecesi mekanik özelliklerde önemli bir etkiye sahip olduğundan, özdeş moleküller ağırlığa sahip saf PEEK markaları, plastik deformasyon davranışları, elastik modülü ve gerilme limiti açısından kolaylıkla ayırt edilebilir. Bu nedenle, artan kristallik elastik modülünün azalan dirençten kaynaklanan bir enerji etkisini destekler. Yoğun şekilde paketlenmiş kristallerin oranı ne kadar yüksekse, bileşen o kadar sert ve kırılğan hale gelecektir. Amorf alanlar, makro-moleküler malzemelere belirli bir elastikiyet ve kırılma dayanıklılığı kazandırmak için gereklidir. Polimerlerin özellikleri, polimerlerin uygulama olasılıklarında bir artışa yol açan dolgu maddeleri eklenerek kasıtlı olarak mutasyona uğratılabilir. Dolgu maddelerinin bileşiklerin mekanik özellikleri üzerindeki etkisi aşağıdaki belirleyicilere dayanmaktadır:

- Dolgu maddelerinin doğal mukavemeti
- Dolgu maddelerinin şekli
- Dolgu maddelerinin miktarı

Etki kuvvetleri, birbirini destekleyen dolgu partikülleri tarafından emilebilir. Matris deformasyonu noktasında karşılıklı olarak dolgu ve polimer matris arasında yeterli bir bağ olduğunu varsayar, aksi takdirde matris ve dolgu kuvvete maruz kaldıklarında birbirlerinden kayar. Dolgu maddesi ve polimer matris arasında sağlam bir bağlantı elde etmek için, uygulanan her dolgu maddesinin yüzey işleminden geçirilmesi gerekir. Bu amaçla, dolgu partiküllerinin kimyasal bileşimine bağlı olarak farklı prosedürler mevcuttur. Bu şekilde, oksidatif bir muameleden geçen karbon lifleri, polimer matrisin monomerlerine kovalent olarak bağlanan fonksiyonel gruplarla sonuçlanır. Ek olarak, elyaf koruma görevi gören epoksi rezin uygulanır. Doğal veya sentetik kökenli cam veya silikaların kullanımındaki ana işlem hem inorganik hem de organik kısımdan oluşan maddelerin ortaya çıktığı silanizasyondur (10).

PEEK

1980'lerde endüstri için ticarileştirilen PAEK, keton ve eter fonksiyonel gruplarıyla birbirine bağlanan aromatik omurga moleküler zincirinden oluşan yüksek performanslı termoplastik polimer ailesidir. PEEK ise PAEK ailesinin bir üyesidir.



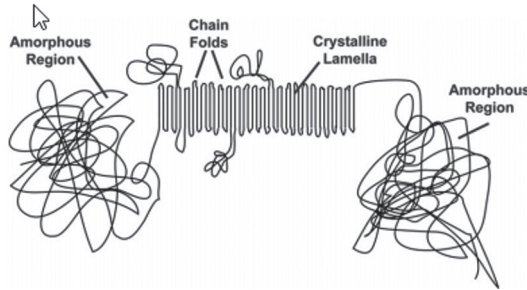
Şekil 4. PEEK kimyasal yapısı

PEEK'in kimyasal formülü Şekil 4'te gösterilmektedir. İmplantlar için düşünülen PAEK ailesinin diğer üyeleri kimyasal yapılarla birlikte PEK ve PEKK içerir. PEEK, implant uygulamaları için PAEK polimer ailesinin baskın üyesidir (3).

PEEK, üstün kimyasal dirence, radyolusensiye ve insan kemiklerine benzer mekanik özelliklere sahip basılabilir ve biyouyumlu bir malzemedir (11).

PEEK'in moleküler zinciri, yüzlerce metre uzunluğundaki karışık bir spaghetti ipliği olarak görselleştirilebilir. Moleküler zincir statik değildir, ancak termal enerji nedeniyle veya harici olarak uygulanan bir deformasyona yanıt olarak titreşir ve döner. PEEK molekülü, omurgası boyunca aromatik (benzen) halkaların varlığı nedeniyle nispeten serttir.

PEEK kristalleri amorf (düzensiz) bölgeler içine gömülüdür ve iki fazlı bir mikro yapı oluşturur (Şekil 5).



Şekil 5. PEEK 'in mikroskop altında görünümü

PEEK, amorf bir faz ile bir kristal fazdan oluşan iki fazlı yarı kristalli bir polimerin kavramsal modeli ile uyumludur. Ultra yüksek moleküler ağırlıklı

polietilen (UHMWPE) dahil olmak üzere birçok yarı kristalli polimere benzer şekilde, PEEK'in kristal içeriği termal işlem geçmişine bağlı olarak değişir.

PAEK polimerleri, bu bağlantıların sayısını ve sırasını yansıtan özel polimer kısaltması olan (örneğin, PEEK, PEK, PEKK) eter veya keton bağlarıyla birleştirilmiş aromatik halkalardan oluşur.

Diğer polimerlerle karşılaştırıldığında PAEK polimerleri, polietilen (PE) ile polipropilen (PP) gibi daha esnek omurgalara sahip polimerlerden daha az kristaldir ve polistiren (PS) gibi hacimli yan gruplara sahip malzemelerden daha kristaldir. Çeşitli çalışmalarda, PEEK'in kristallliği, morfolojisi ve ilişkili termal davranışı, ester bağları ile bağlanan doğrusal bir aromatik polimer olan polietilen tereftalat (PET) ile karşılaştırılmıştır.

PEEK materyallerinin 4 termal değişim noktası mevcuttur (3).

1. Camsı geçiş sıcaklığı (T_g) 143 °C
2. Erime sıcaklığı (T_m) 343°C
3. Akma sıcaklığı (T_f) 390°C
4. Rekristalizasyon geçişi (T_c)

Camsı geçiş sıcaklığı (T_g), polimer zincirlerinin kırılma davranış sergilediği sıcaklık derecesinin altındaki değerler olarak ifade edilmektedir. PEEK'in camsı faza geçmesi, 143°C civarında gerçekleşmektedir. Bu özelliğinin sayesinde, üretim yöntemi ile test koşullarına bağlı, %10-60 arasında uzama görülebilmektedir.

Erime sıcaklığı (T_m), kristalin kalınlığı ile doğru orantılıdır. Daha kalın olan PEEK kristalleri, küçük kristallere kıyasla daha yüksek derecelerde erime eğilimi gösterir. PEEK için de bu değer, 390°C civarındadır. Bu da akma sıcaklığını (T_f) ifade etmektedir.

Rekristalizasyon geçişi (T_c), PEEK materyalinin üretim yöntemine bağlı olarak camsı geçiş sıcaklığının üstündeyken hızlıca soğutulmasından sonra sıcaklık tekrar yükseldiğinde yeniden kristaller oluşmasıdır. Buna rekristalizasyon fazı denir.

PEEK, farklı alt yapı malzemelerine kıyasla kemiğe yakın düşük elastik modülüne (4 GPa) sahiptir. Bu, PEEK'in yük taşıma bölgelerindeki implant protezleri için uygun bir malzeme olmasını sağlayan şok emici bir etki ile sonuçlanabilir (12).

PEEK'in kompozit rezinlerle bağlantısı herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadığında yetersizdir. Bununla birlikte, malzeme yüzeyinde primerler içeren metakrilatlar kullanıldıktan sonra, dayanıklı bir rezin bağı elde edilmiştir. PEEK yüzeyinin air abrazyon veya silika kaplama ile işlem görmesi sonucu yüzeyin mikro pürüzlülüğünü artırabildiğini ve böylece malzeme ile yapıştırıcı arasındaki yapışkan özelliklerini geliştirebileceğini kanıtlamıştır. Asitlenmesi ise karbon-oksijen bileşiklerinin ortaya çıkmasına yol açmış ve böylece bonding sistemlerin bağlanabileceği daha fonksiyonel gruplar sağlamıştır. Ayrıca, bağlayıcı eter ve keton bağlantılarının hidrolizi gerçekleşmiştir (13).

PEKK

PEKK, düşük elastik modülü, iyi kırılma direncine ve post-core sistemler için iyi bir alternatif haline getirebilecek çok emici özelliklere sahip, yüksek performanslı, biyouyumlu bir polimerdir.

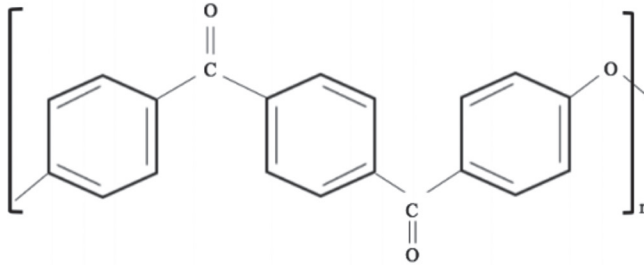
PEKKton® (Cendres + Metaux, Milano, Italia) üreticisi tarafından yapılan bir araştırmaya göre, malzemeleri dentininkinden daha düşük basınç mukavemetine (246 MPa) ve elastik modülüne (5.1 GPa) sahiptir (14).

Hem PEKK hem de PEEK 335.8dereceye kadar iyi termal stabiliteye sahip beyaz-gri, radyolusent, rijit malzemelerdir.

PEKK, PEEK'den%80 daha yüksek basınç mukavemetine ve daha iyi uzun vadeli yorgunluk özelliklerine sahiptir. PEEK, hareketli diş protezleri üretmek için kullanılmıştır. Tatmin edici klinik sonuçlar alınmıştır, ancak PEKK hakkındaki raporlar sınırlıdır.

PEKK tek bir malzeme kronu veya ışıkla sertleşen kompozit rezinle kaplanmış bir alt yapı olarak kullanılabilir. (15).

Yaygın olarak kullanılan HPP'ler (yüksek performanslı polimer), modifiye edilmiş kompozit rezinler (MCR'ler), PEEK olarak bilinen PAEK malzemeler ve PEKK bazlı malzemelerden yapılır. HPP'ler diş hekimliğinde, hareketli bölümlü protezlerde, implant destekli sabit protezlerde (ISFP'ler), 3 üyeli sabit protezlerde (FPD) ve endokron olarak kullanılabilir.



Şekil 6. PEKK kimyasal görünümü

PAEK ailesinin üyeleri, keto- ve eter grup oranlarına göre farklılık gösterir. Keto gruplarının oranı ne kadar yüksekse, PAEK'lerin erime sıcaklığı ve sertliği o kadar yüksek olacaktır. PEKK, dental uygulamalar için avantajlı olmasını sağlayan çok uygun kimyasal ve mekanik özelliklere sahiptir. Yüksek sıcaklıklarda sert, hafif ağırlıklı, boyutsal olarak kararlıdır ve CAD / CAM prosedürlerindeki bloklardan “ preslenebilir “ veya “ frezelenebilir “. Bu özellikler, son yıllarda metal içermeyen materyallerin kullanımında büyüyen bir trend olan dental restorasyonlar alanında PEKK için geniş bir endikasyon yelpazesi yaratmıştır. PEKK, mekanik özellikler ve biyouyumluluk açısından diğer tüm PAEK malzemelerini geride bıraktığı için, diş hekimliğindeki uygulamalar için kuronlar, uzatılmış köprüler ve kısmi protezlerin yapımı için önemli avantajlara sahiptir (20). Diş hekimliği alanındaki uygulamaları için PEKK, titanyum dioksit pigmentleri içeren bir kristal form olarak da optimize edilmiştir. Bununla birlikte, PEKK'nın opak beyaz / grimsi rengi, monolitik diş restorasyon materyali olarak kullanımına izin vermez. Bu nedenle, estetik bir materyal ile ek kaplama gereklidir. Kaplama malzemesi ile PEKK alt yapı arasında dayanıklı bir bağ, uzun vadeli kararlı ve işlevsel sonuçlar için ön koşuldur. Arayüzler arasındaki bağ, kimyasal yapışma, (mikro) mekanik tutunma veya bunların kombinasyonları ile güçlendirilebilir. Şu anda restoratif materyal olarak kullanımını hakkında PEKK ile alakalı sınırlı veri mevcuttur ve üst yapı malzemelerine bağlanması hakkında daha da az veri bulunmaktadır (13).

PEEK ve PEKK materyalleri alt yapı olarak kullanıldığında üst yapı materyali olarak kompozit ya da porselen kullanılabilir. Kompozit üst yapı materyali olarak kullanıldığında çeşitli yüzey işlemleri uygulaması yapılması gerekmektedir.

PEEK PEKK YÜZEY HAZIRLAMA İŞLEMLERİ

PEEK'in kompozit rezinlerle bağlanması herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadığında yetersizdir. Bununla birlikte, malzeme yüzeyinde astar içeren metakrilatlar kullanıldıktan sonra, dayanıklı bir rezin bağlanması sağlanabilir (15,16).

Bazı çalışmalar da PEEK yüzeyinin air abrazyon veya silika kaplama ile koşullandırılmasının yüzeyin mikro pürüzlülüğünü artırabileceği ve dolayısıyla malzeme ile bonding arasındaki yapışkanlık özelliklerini iyileştirebileceğini kanıtlamıştır (28,29). PEEK yüzeyine asit uygulanması karbon-oksijen bileşiklerinin ortaya çıkmasına sebep olur ve böylece bonding sistemlerinin bağlanabileceği daha işlevsel gruplar sağlar. Ayrıca, bağlanan eter ile keton bağlarının hidrolizi gerçekleşir (17). PEEK yüzeyini metil metakrilat (MMA) esaslı astarlar ve kaplamayla koşullandırmadan önce asit uygulamak, aynı zamanda yüzey serbest enerjisini, yüzey pürüzlülüğünü ve gerilme bağ gücünü artırabilir (18).

Bununla birlikte, PEKK ve PEEK kimyasal yapıları bakımından farklıdır ve şu anda farklı yüzey işlemlerinin, kaplama malzemelerinin PEKK'ye bağlanma mukavemeti ve dayanıklılığı üzerindeki etkileri ile ilgili çok az kanıt vardır.

PEEK materyalinin inert ve apolar yapısı, düşük yüzey enerjisi ve kimyasallarla yapılacak yüzey hazırlama işlemlerine karşı dirençli olması gibi nedenlerden dolayı kompozit rezinle bağlanması zorlaşmaktadır. Protetik restorasyonlarda, PEEK ile birlikte kullanılacak veneer materyalinin bağlantısını güçlendirmek için çeşitli yüzey işlemlerinden geçirilmesi gerekmektedir (19).

Yüzey işlemleri iki farklı şekilde yapılabilir. Birincisi, materyale adeziv uygulanmasıdır. İkincisi ise, kumlama, asit uygulanması, tribokimyasal silika kaplama, plazma uygulanması ve lazer uygulanması gibi yöntemlerle PEEK yüzeyinde değişiklikler meydana getirerek materyalin yüzey ıslanabilirliğini arttırmak ve veneer materyaline bağlanmasını güçlendirmektir (19,20).

Adeziv Uygulama

Önceki çalışmalarda, PEEK yüzeyleri MMA-monomer içeren yapıştırıcı sistemler kullanılarak ön işlemde geçirildiğinde ve bonding uygulandığında kompozit rezinler ile yeterli bağlanma mukavemeti elde edilmiştir (21).

Literatürde, Visio.link ve Al_2O_3 ile kumlama kombinasyonunun PEEK'e yapışmayı teşvik etmek için en iyi kombinasyon olduğu gösterilmiştir. Mevcut

sonuçlar, Visio link ve hemen önce air abrazyon uygulanmış PEKK yüzeyleri plazma ile işleme tabi tutulduklarında gelişmiş bağlanma gücü göstermiştir. Bu nedenle, plazma yüzey işlemi, yüzey enerjisini yükselterek inert ve polar olmayan PEKK yüzeyindeki polar fonksiyonel grupların miktarını teşvik ederek genel bağlanma özelliklerini geliştirmiştir (19).

Kumlama

Temiz, aktif bir yüzey oluşturmak, mikro mekanik bir retansiyon sağlayabilmek için kullanılmakta olan bir yöntemdir. 30-250 µm partikül boyutu olan Al₂O₃ partikülleri kullanılır. 2-3 bar basınçla 10-15 saniye arasında 5-20 mm uzaklıktan uygulanmaktadır (22).

Asit Uygulanması

PEEK materyaline asit uygulanmasıyla karbon-oksijen bileşikleri açığa çıkar. Adeziv sistemlerin bileşenlerinin bağlanacağı daha fazla fonksiyonel grup oluşur. Asit uygulanması, PEEK ile PEKK materyallerinin yüzeylerinde değişiklik oluşturarak, materyalin yüzey ıslanabilirliği artırır. Amaç; veneer materyaline olan bağlantısını güçlendirilmiştir (23)

Üretici firma önerisiyle, %40'lık hidroflorik asit, %30- 50 nitrik asit, formik asit, klorosülfonik asit uygulaması, sülfürik asite benzeyen güçlü olan asitlerde %40'ın üstündeki konsantrasyonda ya da belli bir oranda sülfürik asit, hidrojen peroksit içeriği bulunan piranha solüsyonu uygulanmasıyla PEEK'in yüzeyinde kimyasal bir etki oluşturulmaktadır. (20)

Plazma Uygulanması

Plazma gazı yüksek olan elektrik alanda iyonize olabilmektedir. Geniş bir sıcaklık, basınç aralığında bulunabilir. Yüzeye plazma uygulanması sonucunda kimyasal bağlar kırılarak serbest radikaller açığa çıkmaktadır. Bunun sonucunda, materyallerin yüzey enerjisi artmakta ve daha iyi bir bağlanma göstermektedirler. (24)

Oksijen plazma, PEEK in yüzeyinde polar fonksiyonel gruplar oluşmasını sağlayarak adezivler için daha fazla bağlanma alanı meydana getirmektedir.

Daha önce yapılmış olan çalışmalarda, argon plazmanın uygulanmasının PEEK yüzeyi ve rezin siman arasında olan bağlantıyı arttırdığı, helium plazma uygulamasının ise herhangi bir katkısının olmadığı sonucuna varılmıştır (25)

Tribokimyasal Silika Kaplama

Tribokimyasal silika kaplama, yüzeyin pürüzlülüğünün daha fazla olmasını sağlamak için uygulanan iki aşamalı olan bir sistemdir. Tribokimyasal silika kum, silika ve kaplanmış alümina partikülleridir. (22,26).

Asit uygulanmasına dayanıklı olan materyaller için önerilen bir yöntemdir. Bu teknik, bağlanma mekanizmasına iki yolla fayda sağlar. Birincisi basıncın etkisiyle materyalin yüzeyinde rezinin mikro mekanik bağlantı sağlayabileceği bir yüzey oluşması, ikincisi materyalin yüzeyinin silika ile kaplanmasıyla rezin ile silan arasında kimyasal bir bağlantı oluşturmaktır (27).

KAYNAKLAR

1. O'Brien WJ. Dental materials and their selection, Hanover Park, Quintessence Publishing,2004: 1-14.
2. Alsadon O, Wood D, Patrick D, & Pollington S. CoMParing the optical and mechanical properties of PEKK polymer when CAD/CAM milled and pressed using a ceramic pressing furnace. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 2019; 89: 234-236.
3. Kurtz SM. An overview of PEEK biomaterials. In PEEK biomaterials handbook. USA: William Andrew Publishing, 2012:2-30.
4. Elmougy A, Schiemann AM, Wood D, Pollington S, & Martin N. Characterisation of machinable structural polymers in restorative dentistry. Dent mater, 2010;34(10): 1509-1517.
5. Mata F, Gaitonde VN, Karnik SR, Davim JP. Influence of cutting conditions on machinability aspects of PEEK, PEEK CF 30 and PEEK GF 30 composites using PCD tools. Journal of Materials Processing Technology, 2009;209(4):1980-1987.
6. Schwitalla AD, Spintig T, Kallage I, Müller WD. Flexural behavior of PEEK materials for dental application. Dent Mater, 2015; 31(11):1377-1384.
7. Lee KS, Shin MS, Lee JY, Ryu JJ, Shin SW. Shear bond strength of composite resin to high performance polymer PEKK according to surface treatments and bonding materials. J Adv Prostet, 2017;9(5):350-357.
8. Gamstedt EK, Berglund LA, Peijs T. Fatigue mechanisms in unidirectional glassfibre-reinforced polypropylene. Composites Science and Technology, 1999;59(5):759- 768.
9. Gao SL, Mäder E. Characterisation of interphase nanoscale property variations in glass fibre reinforced polypropylene and epoxy resin composites. Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, 2004;33(4):559-576
10. Yu S, Hariram KP, Kumar R, Cheang P, & Aik KK. In vitro apatite formation and its growth kinetics on hydroxyapatite/polyetheretherketone biocomposites. Biomaterials, 2005;26(15):2343-2352.
11. Kurtz Steven M and John N Devine. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants biomaterials 2007; 28.32 :4845-4869.
12. Rodriguez F, Cohen C, Ober CK, & Archer L. Principles of Polymer Systems 5th Edition. Taylor & Francis US. 2003
13. Fokas G, Guo CY, & Tsoi JK. The effects of surface treatments on tensile bond strength of polyether-ketone-ketone (PEKK) to veneering resin. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 2019;93:1-8.
14. Güven MÇ, Dayan SÇ, Yıldırım G, & Mumcu E. Custom and prefabricated PolyEtherKeto-

- neKetone (PEKK) post-core systems bond strength: Scanning electron microscopy evaluation. *Microsc Res Tech*, 2020;83(7):804-810.
15. Kern M, Lehmann F. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dent Mater*, 2012;28(12):1280-1283.
 16. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M et al "Polyetheretherketone a suitable material for fixed dental prostheses." *J Biomed Mater Res Part B: Applied Biomaterials*, 2013; 101.7 :1209-1216
 17. Hallmann L, Mehl A, Sereno N, Hämmerle CHF. The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Appl Surf Sci*, 2012;258:7213-7218.
 18. Rosentritt M, Preßs V, Behr M, Sereno N, Kolbeck C. Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications. *Clin Oral Invest*, 2015;19:739-744.
 19. Stawarczyk B, Silla M, Roos M, Eichberger M, & Lümekemann N. Bonding behaviour of polyetherketoneketone to methylmethacrylate-and dimethacrylate-based polymers. *J Adhes Dent*, 2017; 19: 331-8.
 20. Rocha RFV, Anami LC, Campos TMB, MelonRMD, Souza RODA, Bottino M. Bonding of the polymer polyetheretherketone (PEEK) to human dentin: effect of surface treatments. *Braz Dent J*, 2016;27(6):693-699
 21. Liebermann A, Wimmern T, Schmidlin PR, Scherer H, Roos M, & Stawarczyk B. Physico-mechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J prosthet dent*, 2016;115(3): 321-328.
 22. Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater*, 2016;22(3): 283-290
 23. Uhrenbacher J, Schmidlin PR, Keul C, Eichberger M, Roos M, Stawarczyk B. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *J Prosthet Dent*, 2014;112(6):1489-1497
 24. Schwitalla AD, Bötzel F, Zimmermann T, Sütel M, Müller WD. The iMPact of argon/oxygen low-pressure plasma on shear bond strength between a veneering composite and different PEEK materials. *Dent Mater*, 2017;33(9): 990-994
 25. Schmidlin PR, Eichberger M, Stawarczyk B. Glycine: A potential coupling agent to bond to helium plasma treated PEEK. *Dent Mater*, 2016;32(2):305-310.
 26. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NRFA, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise selfetching primers to dentine. *J Prosthet Dent*, 2004;32(1): 55-65.
 27. Della-Bona A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II-the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *Journal of Applied Oral Science*, 2005;13(2): 101-109.