

BÖLÜM 12

YÜKSEK DAYANIKLI GÜNCEL POLİMER ALTYAPI MATERYALLERİ

Rüştü Ersoy SAKARYA¹

GİRİŞ

Dental materyallerde yapılan araştırmalar, mevcut materyallerin modifikasyonunu veya protetik ve restoratif uygulamalar için yeni ve daha iyi materyallerin geliştirilmesini kapsamalıdır. İdeal bir protez kaide materyali, ağız dokuları ile biyouyumlu, üstün estetik ve mekanik özelliklere, optimum elastisite modülüne, darbe dayanımına, eğilme dayanımına, sertliğe ve bağlanma dayanımına sahip olmalıdır. (1) Metal altyapısız restorasyonların üretimine yönelik artan talepler sonucunda bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) teknolojisi ve malzemelerindeki gelişmelere paralel olarak, titanyum ve zirkonyaya alternatif malzemeler için CAD-CAM yüksek performanslı polimerler geliştirilmiştir. (2) Polimetil metakrilat (PMMA) Dr. Walter Wright ve Vernon Brothers tarafından icat edilmiştir, 1936'da akrilik yarı saydam bir rezin olarak isimlendirilirken, 1937'de akrilik tozu tanıtılmış ve 1940'da akrilik takım dişler üretilmiştir. PMMA iyi estetik, doğru adaptasyon, oral stabilite, kolay laboratuvar ve klinik kullanım ile ucuz ekipman gibi avantajları sayesinde protez yapımında en popüler malzemelerden biri olmuştur. (3)

1. POLİARİL ETER KETON (PAEK)

Poliaril eter ketonlar (PAEK'ler), üyelerinin keto ve eter gruplarının oranlarına göre farklılık gösterdiği, yüksek kimyasal kararlılık ve mekanik dayanıma sahip, yarı kristal yüksek performanslı termoplastik polimerler ailesidir. (4) PAEK'lerin elverişli özellikleri, bu polimerleri 1987'den beri ortopedik implant ve protez üretimi gibi tıbbi kullanımların yanı sıra endüstriyel kullanım için avantajlı kılmaktadır. (5) Yüksek performanslı polimerler, sabit ve hareketli protezler ve implant destekli protezler için bir altyapı malzemesi olarak giderek daha fazla kullanılmaktadır. Bu malzemelerin uygun termal ve mekanik özelliklere sahip olduğu bildirilmiştir. (2) PAEK polimerleri iyi boyutsal stabiliteye, uygun stres da-

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, ersysakarya@gmail.com

gılımına ve yüksek kırılma direncine sahiptir. (6) Bu özellikler PAEK polimerlerini diş hekimliği için ilgi çekici bir malzeme haline getirmiştir. Sabit ve hareketli protezlerde, geçici abutment, iyileşme başlığı, kroşe, ana bağlayıcı, kron ve altyapı materyali olarak kullanımı giderek artmıştır. (7)

PAEK polimerlerinin bu özelliklerine rağmen, düşük yarı saydamlıkları ve grimsi renkleri, özellikle ön bölgede sabit kısmi restorasyonların monolitik üretimini sınırlar. (8) Bu nedenle, tatmin edici bir estetik sonuç sağlamak için polimer altyapılar kompozit rezin veneer materyalleri ve metakrilat bazlı rezin materyallerle kaplanmaktadır. (9) Polieter eter keton (PEEK) ve polieter keton keton (PEKK) PAEK polimerlerinin diş hekimliğinde yaygın kullanılan aile üyeleridir.

1.1. Polieter eter keton (PEEK)

Polieter eter keton (PEEK), aromatik, yarı kristal lineer termoplastik bir polimerdir. (10) PEEK, nükleofilik ikame yoluyla bisfenol tuzlarından ve aromatik dihalojenürlerden geliştirilmiştir. (11) Bu kimyasal yapı, malzemeye yüksek sıcaklıklarda (300 °C üzeri) stabilite, kimyasal ve radikal hasarlara karşı direnç, daha fazla mukavemet, cam ve karbon fiberler gibi güçlendirici maddelerle uyumluluk sağlar. (11, 12) Mevcut metal alaşımlarıyla karşılaştırıldığında, PEEK biyomateriyalleri ile insan kemiği arasındaki elastik modülün uyumluluğu, çevreleyen kemik üzerindeki stres koruyucu etkileri azaltabilir. (13, 14) PEEK, insan kemiğine benzer bir Young modülüne (3-4 GPa) sahiptir. (13, 15) Diğer malzemelerle birleştirilebilmesi malzemenin avantajlarından. (16) Örneğin, karbon fiberlerle (CFR-PEEK) güçlendirilmiş PEEK kompozitleri, insan kortikal kemiği ve dentinine eşdeğer olan daha yüksek bir elastik modüle (18 GPa) sahiptir. (17)

Saf PEEK, titanyuma (Ti), seramik ve kemiğe kıyasla çok düşük bir elastik modüle sahiptir. Elastik modülünü artırmak, diş hekimliğine daha uygun hale getirmek için çeşitli güçlendirmeler yapılmıştır. PEEK'i diğer malzemelerle güçlendirdikten sonra PEEK kompozitlerini elde etmek için çeşitli deneyler yapılmıştır. Bu kompozitler, saf PEEK'ten daha iyi mekanik özelliklere sahiptir. (18) PEEK, titanyuma kıyasla dental implant materyali olarak bazı klinik avantajlara sahiptir. İlk olarak, daha az aşırı duyarlılık ve alerjik reaksiyonlara neden olur. Bazı çalışmalar titanyumun bir alerjen olduğunu göstermiştir. (19) İkincisi, radyölüsenttir ve manyetik rezonans görüntüleme de daha az artefakta neden olur. Üçüncüsü, metalik bir rengi yoktur; gri dokunuşlu bej rengindedir ve titanyumdan daha estetik bir görünüme sahiptir. Dördüncüsü, PEEK hacim veya yüzey özellikleri değiştirilerek belirli bir amaca göre uyarlanabilen çok yönlü bir altyapı malzemesidir. (20) PEEK, uygun elastik modül, mukavemet, sertlik ve hafiflik gibi yüksek kaliteli mekanik özellikleri nedeniyle diş hekimliği pratiğinde çeşitli klinik durumlarda kullanım için titanyum ve zirkonyuma umut verici bir alternatif olabilir. (21, 22)

1.1.1. Güçlendirilmiş malzemelerle PEEK

PEEK'in elastik modülü, kortikal kemik, Ti ve seramik materyallerle karşılaştırıldığında çok düşüktür. Dental implant malzemeleri, özellikle abutmentler ve üst-yapılar için daha yüksek PEEK elastik modülü gereklidir. Sınırlı biyoaktivitesinin iyileştirilmesi için nanometre boyutunda takviyelerle yapısı değiştirilerek birçok farklı PEEK materyali elde edilebilir:

- Karbon fiber takviyeli PEEK (CFR-PEEK)
- Cam fiber takviyeli PEEK (GFR-PEEK)
- Seramik takviyeli PEEK (Bio-HPP)
- Hidroksiapatit takviyeli PEEK
- Nano-TiO₂ PEEK(n-TiO₂/PEEK)
- Nano-floroapatit PEEK (n-FA/PEEK)(23)

PEEK malzemeleri, karbon fiber, cam fiber ve seramik gibi dolgu maddeleri kullanılarak kolayca değiştirilebilen fiziksel, kimyasal ve mekanik özellikler sergiler. (24, 25) Doldurulmamış PEEK'in (UF-PEEK) elastik modülü 4 GPa'dır. Karbon fiberle güçlendirilmiş PEEK (CFR-PEEK) ve cam fiberle güçlendirilmiş PEEK (GF-PEEK) kompozitlerinin, çeşitli fiber dolguların eklenmesiyle polimerin yapısı değiştirilebilir, böylece kemik ve diş sert dokularına benzer bir elastik modül elde edilir. Bu nedenle, malzemenin elastik modülü oral biyolojik dokularına benzer olduğu için stresle ilgili problemler azaltılabilir. (13, 24) Seramikle güçlendirilmiş PEEK (CR-PEEK) sabit ve hareketli protezlerde abutment, altyapı, primer koping, geçici protez ve inley gibi çeşitli dental uygulamalarda kullanılır. (25, 26)

1.2. Polieter keton keton (PEKK)

Polieter keton keton (PEKK), uygun kimyasal ve mekanik özelliklerinden dolayı diş hekimliğinde geniş bir potansiyel kullanım alanına sahiptir. PEEK malzemelerine kıyasla PEKK, keto grubunun yüksek oranı nedeniyle cam ve polimer zincirlerinde daha güçlü katılma sergiler. Bu, daha yüksek bir erime noktası ve %80 daha fazla basınç dayanımı ile sonuçlanır. (27) Bu özelliklerinin yanında, iyi biyouyumluluğu ve geniş üretim yelpazesi sayesinde rezin kronlar, sabit bölümlü protezler, hareketli bölümlü protezler ve implant destekli protez altyapıları için uygun bir malzeme olabilir. (27, 28)

Titanyum dioksit ilavesi (TiO₂) PEKK'in sertliği ve aşınma direncini artırır. (28) Hareketli protezlerdeki metal kroşeler estetik değıllerdir, bazı hastalarda galvanik akıma ve alerjik reaksiyonlara neden olabilirler. (29) Termoplastik malzemeler bu tür sorunları bir dereceye kadar çözmüştür. (30) Son zamanlarda PEKK, dijital teknolojiler sayesinde kroşe ve altyapı materyali olarak hareketli bölümlü

protezlerde kullanılmaktadır. (31) PEKK metal içermez ve titanyum implanta alternatif bir malzemedir. (32) PEKK abutmentlerin avantajı çeşitli veneer materyalleriyle kaplanabilmesi ve implant destekli protezler için altyapı materyali olarak kullanılabilmesidir. (33) PEKK ataşmanları titanyum ile beraber kullanmak implant üstü protezlerde retansiyon süresini uzatabilir. (34)

PEKK malzemeleri uygun fiziksel, mekanik ve kimyasal özellikler sunar ve restoratif malzeme, kron ve köprü endo kron, implant destekli sabit protez için altyapı malzemesi ve dental implantlar gibi çeşitli uygulamalarda kullanılabilir. Ayrıca modifikasyonlar ve materyal özelliklerinin iyileştirilmesi klinik diş hekimliğinde daha geniş uygulamalar sağlayabilir. (31)

PEKK matriksinin üzerine cam fiber ve mika takviyesinin, her ikisi de ağırlıkça %15 oranında eklendiğinde mekanik özelliklerini iyileştirdiği bildirilmiştir. Mikayla güçlendirilmesi fikri, cam fiberlere kıyasla daha ucuz olmasından kaynaklanmaktadır ve bu nedenle, ağırlıkça %30 cam fiberden oluşan tek bir takviye yerine, ağırlıkça %15 cam fiber ve mika kullanılır. (35) PEKK'nin karbon fiber (CF) ile güçlendirilmiş kompozitlerinin katı partikül aşınma oranı, cam fiber ile güçlendirilmiş kompozitlerinininkinden daha düşüktür. (36) PEEK matriksi ve CF takviyesi arasında bir kompozit oluşturulduğunda arayüzdeki kesme dayanımı, eğilme dayanımı ve modülü yeterince iyi değildir. Bu özellikleri geliştirmek için CF'lerin önce aktive edildiği, ardından PEKK ile kaplandığı ve son olarak PEEK ile güçlendirildiği bir yöntem geliştirilmiştir. (37)

2. POLİMETİL METAKRİLAT (PMMA)

Akrilik rezinler, bir alkil grubuna sahip metakrilik asit esterlerinin polimerleridir. PMMA yüksek şeffaflık seviyeleri sayesinde "organik cam" olarak da isimlendirilir. Düşük maliyetle mükemmel ısı direnci, yüksek mukavemet ve sertlik gibi avantajlarının yanında önemli kırılma ve zayıf darbe dayanımı gibi dezavantajlara da sahiptir. (38) Çok sayıda çalışma PMMA protez rezinlerinin dezavantajlarının üstesinden gelmeye odaklanmıştır. Önceki araştırmalar PMMA yapılarını güçlendirmek için zirkonyum oksit, kauçuk türevleri, nanokil, cam fiber ve grafen gibi çeşitli dolgu maddelerinin kullanıldığını bildirmiştir. (39) Veriler, düşük modüllü bir polimerik matrikste yüksek elastik modüllü grafenin varlığının önemli takviyeye yol açabileceğini göstermiştir, bu nedenle, nanokompozitlerin mekanik özellikleriyle ilgili birçok araştırma yapılmıştır. (40) PMMA farklı fiber, metal oksit ve doldurucu takviyeleri ile güçlendirilmiştir. Karbon, (41) aramid, (42) polietilen (43) ve cam (44) fiber gibi farklı fiber türlerinin eklenmesi, protez kaide rezininin fiziksel ve mekanik sınırlamalarının üstesinden gelmek için araştırılmıştır.

2.1. PMMA'nın fiberle güçlendirilmesi

PMMA ile ilgili birincil sorun, düşük darbe dayanımı ve düşük yorulma direncidir. Johnston ve ark. (45) tarafından yapılan bir araştırma, protezlerin %68'inin yapımından sonraki birkaç yıl içinde kırıldığını göstermiştir. Maksiller kırıklar çoğunlukla yorgunluk (oklüzal kuvvetler altında) ve sert yüzeye çarpma kombinasyonundan kaynaklanırken, mandibula kırıklarının %80'i darbeden kaynaklanır. PMMA'nın dezavantajlarından biri de düşük termal iletkenliğidir. Protez kaidelerinin yüksek ısı iletkenliğine, doku sağlığının iyileşmesine, daha iyi bir tat duyusuna ve protezlerin yabancı cisim hissini azalmasına olanak sağlar. Isıl iletkenliğini geliştirmek için çeşitli çalışmalarda akrilik rezinlerin yapısına metal dolgu maddeleri eklenmiştir. (46)

2.1.1. Cam fiber ile güçlendirilmiş PMMA

Cam fiber takviyesi (GFR), akrilik rezinlerin kırılmaya karşı direncini artırmak için geçerli bir alternatif gibi görünmektedir. (47) Cam fiber takviyesine çok fazla ilgi gösterilmesinin ana nedenleri, mükemmel estetik görünüşleri, (48) üstün mekanik özellikleri ve biyolojik uyumluluklarıdır. (49) Cam fiber takviyeli PMMA'nın mekanik özellikleri, cam fiber ve akrilik rezin matriksi arasındaki güçlü yapışmaya bağlı olduğundan, cam fiberler akrilik rezin matriksine yüklenmeden önce genellikle silan uygulanır. Birkaç araştırma, silan uygulanmış fiber takviyeli akriliklerin, uygulanmamış cam fiber takviyeli akriliklerden daha yüksek mukavemete ve kırılma direncine sahip olduğu sonucuna varmıştır. (50, 51) Polimer içindeki cam fiberlerin ve kısa çubuklu cam fiber takviyelerinin konumu ve konsantrasyonu, mukavemeti büyük ölçüde etkiler. Fiberleri yüklemeye kuvvetine dik olarak yerleştirmek dayanımı artırabilir. (52) Kullanılan en yaygın türü, eğilme direncinde üstün olduğu iddia edilen elektrikli cam fiberdir (E-GF). (53) E-GF'ler ayrıca suya karşı nispeten iyi ve uzun vadeli stabilite gösterir. Fiberlerin yeterli emdirilmesini sağlamanın zorluğuna rağmen daha iyi bir potansiyele sahiptirler. (48)

Akrilik rezin içindeki fiberlerin zayıf ıslanması ve akrilik hamurun polimerizasyon büzülmesi, rezin matriksi içinde boşlukların oluşmasına yol açarak fiberlerin bağlanma gücünü azaltır. (54) Polimerizasyon büzülmesi, fiberin bir PMMA-metil metakrilat (MMA) karışımı ile ön işleme tabi tutulmasıyla en aza indirilebilir. (55) Ancak aşırı miktarda MMA monomeri kullanmak, protez içinde boyutsal değişikliklerle sonuçlanan polimerizasyon büzülmesini artıracaktır. Ayrıca, bu işlem artık monomer salınmasını artırarak biyoyumluluk sorunlarına neden olabilir. (56)

2.1.2. Aramid Fiber İle Güçlendirilmiş PMMA

Aramid fiberleri, nispeten sert polimer zincirleriyle ayırt edilen moleküllere sahip, yüksek performanslı fiberlerdir. (57) Bu moleküller, mekanik stresi çok verimli bir şekilde aktaran ve nispeten düşük moleküler ağırlıklı zincirlerin kullanımına izin veren güçlü hidrojen bağları ile bağlanır. (58) Aramid fiberlerinin sarı rengi, farklı ağız içi uygulamalarda sınırlayıcı olabilir. (59) Yüksek mekanik özellikleri, termal dirençleri ve çeşitli çözeltilerde sınırlı çözünürlükleri nedeniyle, polimerleri güçlendirmek için aramid fiberler geliştirilmiştir. (60) Polimer matriksindeki fiber sayısındaki artış rezinin bükülme özelliklerini iyileştirir. (61)

Kevlar fiberleri, naylon ve E-cam fiberlerinden daha üstün mekanik özellikler sergiledikleri için popülerdir. Poliaramid fiberleri, karbon fiberlere kıyasla üstün ıslanabilirliğe sahiptir ve bir bağlantı ajanı uygulaması gerektirmez. Protez kaidesinde takviye kısımlarında Kevlar fiberleri ile kusur oranının daha az olduğu bildirilmiştir. Aramid fiber takviyeli protez kaidesi rezinin sertliği, fiber konsantrasyonunun artırılmasıyla azaltılabilir. Ayrıca, aramid fiber takviyeli protezlerin hiçbir toksisite kanıtı olmaksızın biyouyumlu olduğu bulunmuştur. (62)

2.1.3. Polietilen Fiber İle Güçlendirilmiş PMMA

Epoksi rezin uygulanmış 65 mm uzunluğa kadar kesilmiş yoğun fiberli polietilen şeritler, paketleme sırasında rezine yerleştirilir. Kompozit için anizotropik özellikler geliştirirler. (63) Polietilen takviyeli PMMA'lar, en yüksek darbe dayanımı ve elastisite modülü sergilerler ancak eğilme özellikleri önemli bir artış göstermez. Bir diğer en büyük avantajı estetikdir. Fiberler kalıbın dışına çıkma eğilimi gösterdiğinden takviye ve bitirme işlemleri zordur. (63)

2.1.4. Karbon Fiber İle Güçlendirilmiş PMMA

Karbon fiberler esas olarak yorulma davranışını ve darbe dayanımını iyileştirmek için kullanılmıştır. Kuru karbon fiberleri işlemek zordur ve ıslak fiber uygulaması için monomer ile ıslatılmalıdır. (64) Islak fiber demetleri yan yana yerleştirilebilir ve bir ön işlem uygulaması için ince bir PMMA tabakasıyla çevrelenebilir, bu da enine mukavemeti önemli ölçüde artırabilir. Karbon fiber takviyeli akrilik rezinlerin kırılma direnci takviyesiz rezinlere kıyasla daha yüksektir. (64, 65) Karbon fiber takviyesi, akrilik rezinlerin eğilme darbe dayanımını ve gücünü artırır. Siyah rengi nedeniyle estetik değildir ancak opakla kaplanabilir. (63)

2.2. PMMA'nın Metal Oksitler İle Güçlendirilmesi

Protez kaide rezinini güçlendirmek için dolgu maddelerinin kullanımı üzerine çeşitli çalışmalar yapılmış ve rezinin özelliklerinde önemli gelişmeler bulunmuştur. PMMA'nın metal oksitlerle güçlendirilmesi, malzemenin fiziksel ve mekanik

özelliklerinin yanı sıra hastada sıcak ve soğuk uyaran hissini iyileştirmiştir. (66) Son zamanlarda, nanodolgu maddelerinin dahil edilmesi PMMA özelliklerini iyileştirmek için önerilmiştir. Yüksek yüzey alanı, ince boyut ve homojen nanodolgu maddesi dağılımı, PMMA'nın termal özelliklerini iyileştirir ve saf PMMA'ya kıyasla termal kararlılığı artırır. Nano doldurucularla güçlendirilmiş rezinin özellikleri doldurucuların partikül boyutuna, şekline, tipine ve konsantrasyonuna bağlıdır. (67)

2.2.1. Alümina (Al_2O_3)

Protez kaide rezinine alümina eklenmesinin akrilik rezin özellikleri üzerinde olumlu etkileri bildirilmiştir. (68) PMMA'nın alüminyum ile güçlendirilmesi, eğilme dayanımı, darbe dayanımı, çekme dayanımı, basınç dayanımı ve rezinin yüzey sertliğini artırır. Ayrıca, akrilik rezine alümina tozu eklenmesi rezinin termal iletkenliğini iyileştirerek hasta memnuniyetini artırmaktadır. (69)

2.2.2. Zirkonya (ZrO_2)

PMMA'nın darbe dayanımı, kırılma tokluğu ve sertliği, ZrO_2 eklenerek iyileştirilmiştir. (70) ZrO_2 takviyesinin, PMMA'nın termal iletkenliğini önemli ölçüde artırdığı bildirilmiştir, (71) Su emme ve çözünürlüğü üzerindeki etkisine ilişkin ise fikir birliğine varılamamıştır. (72)

2.2.3. Titanyum (TiO_2)

TiO_2 parçacıklarının eklenmesi PMMA'nın eğilme dayanımını, kırılma tokluğunu, sertliğini ve termal iletkenliğini iyileştirebilir. (73) PMMA'ya TiO_2 eklendiğinde darbe dayanımında önemli bir artış, su emme ve çözünürlükte önemli bir azalma bulunmuştur. (74)

2.2.4. Gümüş (Ag)

PMMA'nın gümüşle güçlendirilmesi, rezinin eğilme ve yorulma mukavemetini artırmış ve termal iletkenliğini iyileştirmiştir. (75) PMMA'ya gümüş nanopartikülleri eklenmesinin, yüksek konsantrasyonlarda mantar önleyici özellikler sergilediği (76) ve gümüşün antibakteriyel etkisiyle mikrobiyal yapışmayı ve kolonizasyonu azalttığı bildirilmiştir. (77)

3. TERMOPLASTİK REZİNLER

Tamamen polimerize edilmiş bir temel materyalin ısı ile yumuşatılıp (kimyasal değişiklik yapılmadan) ardından enjekte edildiği bu yeni prosedür ile protez yapımında yeni bir sayfa açılmıştır. (78) Farklı türde termoplastik rezinler protetik diş hekimliğinde kullanılmaktadır.

3.1. Poliamid - termoplastik naylon

Naylon, poliamidler adı verilen sınıfa ait bazı termoplastik polimer türlerinin genel adıdır. Bu poliamidler, bir diamin ve bir dibazik asit arasındaki yoğunlaşma reaksiyonları ile meydana gelir. (79, 80) Naylon kırılmaz, hafif ve bükülmezdir. Esnekliği ve hasta konforu nedeniyle poliamid, hareketli bölümlü protez endikasyonu bulunan ve monomer alerjisi olan hastalar için idealdir. (79, 80) Poliamidin manipülasyonu ve cilalanması daha zordur. (79) Sertliği kısa cam fiber takviyesinin kullanılmasıyla artırılabilir. (81) Naylonla güçlendirilmiş protez kaideleri, PMMA'dan daha yüksek kırılma direnci gösterir. (82)

3.2. Termoplastik asetal

Asetal ilk olarak 1971 yılında kırılmaz bir termoplastik rezinle hareketli bölümlü protez malzemesi olarak önerilmiştir. Hızlı enjeksiyon sistemiyle, termoplastik floropolimerli ilk doğal diş renginde kroşeler üretilmiştir. (83) Bir homo-polimer olarak asetal, kısa dönemde başarılı mekanik özelliklere sahipken, ko-polimer olarak uzun dönemde çok daha başarılı bir stabilite sergiler. (63)

3.3. Termoplastik akrilik

Isı ile sertleşen polimetil metakrilat, yüksek gözeneklilik, yüksek su absorpsiyonu, hacimsel değişiklikler ve artık monomer özellikleri gösterir. (84) Termoplastik akrilik, zayıf darbe direncine sahiptir, ancak yeterli çekme ve eğilme mukavemeti sergiler. Termoplastik akrilikler, hem diş hem de diş eti renklerine sahiptir, yarı saydamlığı ve canlılığıyla mükemmel estetik sağlar. Malzemenin uygulanması, işlenmesi ve cilalanması kolaydır. (84)

3.4. Termoplastik polikarbonat

Polikarbonat, bisfenol-A karbonatın bir polimer zinciridir. Asetal rezine benzer şekilde polikarbonat rezin; çok güçlüdür, kırılmaya karşı dirençlidir ve oldukça esnektir. Polikarbonat, tam veya kısmi protezler için çok uygun olmasa da geçici kron ve köprüler için idealdir. Malzemenin doğal bir yarı saydamlığı vardır ve başarılı bitirme işlemleriyle mükemmel estetik sağlanır. Termoplastik polikarbonatlı geçici restorasyonlar, hastalara kısa veya orta vadede mükemmel fonksiyon ve estetik sağlar. (83, 84)

4. HİPOALERJİK REZİNLER

Polimerize olan akrilik rezinlerin artık monomer oranını azaltmak için literatürde farklı yöntemler bildirilmiştir. (85) Bazı araştırmacılar protez kaide rezin yapılarının ve üretim yöntemlerinin artık monomer salınımını etkileyebileceğini bildirmişlerdir. (86) Çok sayıda çalışma, protezleri 24 saat suda bekletmenin, ka-

idenin sitotoksik etkisini en düşük seviyeye indirebileceğini bildirmiştir. (87) Di-üretan dimetakrilat, poliüretan, polietilenentereftalat ve polibütillenentereftalat gibi hipoalerjenik protez kaide materyalleri, PMMA'dan önemli ölçüde daha düşük artık monomer içeriği sergiler. Bu sayede alerjik hastalarda polimetil metakrilat'a alternatif olabilirler. (81)

SONUÇ

PAEK ailesi çok sayıda mekanik avantajlarına rağmen, düşük yüzey enerjisi ve yüzey modifikasyonu direnci sebebiyle kaplama materyallerine bağlanmada çeşitli sınırlamalara sahiptir. Bu nedenle diş hekimliğinde çok geniş kullanım alanı bulan polimerlerin bağlantılarıyla ilgili ileri çalışmalara gereksinim vardır. Protez kaidesinin dayanımında ve esnekliğinde bir artış sağlayan çoklu doldurucu maddeler ve fiberler materyal yapısını güçlendirmiş ve bu gelişmeler umut verici olmuştur. Polimetil metakrilat, tam ve kısmi protezlerin yapımında tercih edilen malzeme olmaya devam edecektir. Günümüzde polimetil metakrilat protez kaidesi rezinlerinin birçok sınırlamasının üstesinden gelinmiştir ve mevcut çalışmaların sonuçları gelecektekilere ışık tutacaktır.

KAYNAKLAR

1. Meng TR, Latta MA. Physical properties of four acrylic denture base resins. *Journal of Contemporary Dental Practice*. 2005;6(4):93-100.
2. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, et al. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dental Materials Journal*. 2015;34(1):7-12.
3. Jain AR, Nallaswamy D, Ariga P, et al. Determination of correlation of width of Maxillary Anterior Teeth using Extraoral and Intraoral Factors in Indian Population: A systematic review. *World Journal of Dentistry*. 2018;9(1):68-75.
4. Dimitriou R, Tsiridis E, Giannoudis PV. Current concepts of molecular aspects of bone healing. *Injury*. 2005;36(12):1392-1404.
5. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*. 2007;28(32):4845-4869.
6. Zhou L, Qian Y, Zhu Y, et al. The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dental Materials*. 2014;30(8):e209-e215.
7. Schwitalla AD, Bötzel F, Zimmermann T, et al. The impact of argon/oxygen low-pressure plasma on shear bond strength between a veneering composite and different PEEK materials. *Dental Materials*. 2017;33(9):990-994.
8. Klur T, Hasan I, Ottersbach K, et al. PEKK-made indirect temporary crowns and bridges: a clinical pilot study. *Clinical Oral Investigations*. 2019;23(2):771-777.
9. Stawarczyk B, Silla M, Roos M, et al. Bonding behaviour of polyetheretherketone to methacrylate- and dimethacrylate-based polymers. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2017;19(4):331-338.
10. Hallmann L, Mehl A, Sereno N, et al. The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Applied Surface Science*. 2012;258(18):7213-7218.
11. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, et al. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental Materials*. 2010;26(6):553-559.

12. Montero JF, Tajiri HA, Barra GM, et al. Biofilm behavior on sulfonated poly (ether-ether-ketone)(sPEEK). *Materials Science and Engineering: C*. 2017;70:456-460.
13. Mishra S, Chowdhary R. PEEK materials as an alternative to titanium in dental implants: A systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2019;21(1):208-222.
14. Park PJ, Lehman RA. Optimizing the spinal interbody implant: current advances in material modification and surface treatment technologies. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*. 2020;13(6):688-695.
15. Gan K, Liu H, Jiang, et al. Bioactivity and antibacterial effect of nitrogen plasma immersion ion implantation on polyetheretherketone. *Dental Materials*. 2016;32(11):e263-e274.
16. Knaus J, Schaffarczyk D, Cölfen H. On the future design of bio-inspired polyetheretherketone dental implants. *Macromolecular Bioscience*. 2020;20(1):1900239.
17. Wang W, Luo C, Huang J, et al. PEEK surface modification by fast ambient-temperature sulfonation for bone implant applications. *Journal of the Royal Society Interface*. 2019;16(152):20180955.
18. Pai SA, Kumari S, Umamaheswari B, et al. Polyetheretherketone in prosthodontics—A review. *Journal of Advanced Clinical and Research Insights*. 2019;6(1):24-26.
19. Goutam M, Giriya pura C, Mishra SK, et al. Titanium allergy: a literature review. *Indian Journal of Dermatology*. 2014;59(6):630.
20. Lee WT, Koak JY, Lim YJ, et al. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2012;100(4):1044-1052.
21. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, et al. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*. 2016;60(1):12-19.
22. Papathanasiou I, Kamposiora P, Papavasiliou G, et al. The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review. *BMC Oral Health*. 2020;20(1):1-11.
23. Agrawal PK, Ashish T. Polyetheretherketone (PEEK) and its application in prosthodontics: A review. *International Dental Journal of Student's Research*. 2021;9(2):49-61.
24. Henriques B, Fabris D, Mesquita-Guimarães J, et al. Influence of laser structuring of PEEK, PEEK-GF30 and PEEK-CF30 surfaces on the shear bond strength to a resin cement. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018;84:225-234.
25. Papathanasiou I, Kamposiora P, Papavasiliou G, et al. The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review. *BMC Oral Health*. 2020;20(1):217.
26. Stawarczyk B, Bueer F, Wimmer T, et al. Polyetheretherketone—a suitable material for fixed dental prostheses? *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2013;101(7):1209-1216.
27. Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S, et al. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)—durability and influence of surface conditioning. *Dental Materials*. 2014;30(3):357-363.
28. Han K-H, Lee J-Y, Shin SW, et al. Implant-and Tooth-Supported Fixed Prostheses Using a High-Performance Polymer (PEKKton) Framework. *International Journal of Prosthodontics*. 2016;29(5):451-454.
29. Behr M, Zeman F, Passauer T, et al. Clinical performance of cast clasp-retained removable partial dentures: a retrospective study. *International Journal of Prosthodontics*. 2012;25(2):138-144.
30. Donovan TE, Cho GC. Esthetic considerations with removable partial dentures. *Journal of the California Dental Association*. 2003;31(7):551-557.
31. Alqurashi H, Khurshid Z, Syed AU, et al. Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. *Journal of Advanced Research*. 2021;28:87-95.
32. Schwitalla A, Müller W-D. PEEK dental implants: a review of the literature. *Journal of Oral Implantology*. 2013;39(6):743-749.
33. Amelya A, Kim J, Woo C, et al. Load-Bearing Capacity of Posterior CAD/CAM Implant-Supported Fixed Partial Dentures Fabricated with Different Esthetic Materials. *International Journal of Prosthodontics*. 2019;32(2):201-204.

34. Passia N, Ghazal M, Kern M. Long-term retention behaviour of resin matrix attachment systems for overdentures. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016;57:88-94.
35. Gan D, Cao W, Song C, et al. Mechanical properties and morphologies of poly (ether ketone ketone)/glass fibers/mica ternary composites. *Materials Letters*. 2001;51(2):120-124.
36. Suresh A, Harsha A, Ghosh M. Solid particle erosion of unidirectional fibre reinforced thermoplastic composites. *Wear*. 2009;267(9-10):1516-1524.
37. Hassan EA, Ge D, Yang L, et al. Highly boosting the interlaminar shear strength of CF/PEEK composites via introduction of PEKK onto activated CF. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*. 2018;112:155-160.
38. Iwata Y. Assessment of clasp design and flexural properties of acrylic denture base materials for use in non-metal clasp dentures. *Journal of Prosthodontic Research*. 2016;60(2):114-122.
39. Akinci A, Sen S, Sen U. Friction and wear behavior of zirconium oxide reinforced PMMA composites. *Composites Part B: Engineering*. 2014;56:42-47.
40. Lin F, Yang C, Zeng Q, et al. Morphological and mechanical properties of graphene-reinforced PMMA nanocomposites using a multiscale analysis. *Computational Materials Science*. 2018;150:107-120.
41. Schreiber C. Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibres. *British Dental Journal*. 1971;130(1):29-30.
42. Berrong JM, Weed RM, Young JM. Fracture resistance of Kevlar-reinforced poly (methyl methacrylate) resin: a preliminary study. *International Journal of Prosthodontics*. 1990;3(4):391-395.
43. Dixon DL, Breeding LC. The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1992;67(3):417-419.
44. Kanie T, Fujii K, Arikawa H, et al. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dental Materials*. 2000;16(2):150-158.
45. Johnston EP, Nicholls JI, Smith DE. Flexure fatigue of 10 commonly used denture base resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1981;46(5):478-483.
46. Yadav P, Mittal R, Sood VK, et al. Effect of incorporation of silane-treated silver and aluminum microparticles on strength and thermal conductivity of PMMA. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2012;21(7):546-551.
47. Chen SY, Liang WM, Yen PS. Reinforcement of acrylic denture base resin by incorporation of various fibers. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2001;58(2):203-208.
48. Tacir I, Kama J, Zortuk M, et al. Flexural properties of glass fibre reinforced acrylic resin polymers. *Australian Dental Journal*. 2006;51(1):52-56.
49. Goguta L, Marsavina L, Bratu D, et al. Impact strength of acrylic heat curing denture base resin reinforced with E-glass fibers. *Temporomandibular Joint Disorders*. 2006;56(1):88-91.
50. Vojdani M, Khaledi A. Transverse strength of reinforced denture base resin with metal wire and E-glass fibers. *Journal of Dentistry*. 2006;3(4):167-172.
51. Hari Prasad A, Kalavathy M, Mohammed H. Effect of glass fiber and silane treated glass fiber reinforcement on impact strength of maxillary complete denture. *Annals and Essences of Dentistry*. 2011;4:7-12.
52. Unalan F, Dikbas I, Gurbuz O. Transverse Strength of Poly-Methylmethacrylate Reinforced with Different Forms and Concentrations of E-Glass Fibres. *Oral Health and Dental Management in the Black Sea Countries (OHDMBSC)*. 2010;9(3):144-147.
53. Robison NE, Tantbirojn D, Versluis A, et al. Failure strengths of denture teeth fabricated on injection molded or compression molded denture base resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116(2):292-299.
54. Vallittu P. The effect of void space and polymerization time on transverse strength of acrylic-glass fibre composite. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1995;22(4):257-261.
55. Gulay U, Nur H, Toeman T. Effect of five woven fiber reinforcement on the impact and transverse strength of denture base resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999;81:616-620.

56. Yılmaz H, Aydın C, Çağlar A, et al. The effect of glass fiber reinforcement on the residual monomer content of two denture base resins. *Quintessence International*. 2003;34(2):148-153.
57. Basha FYS, Ganapathy D, Venugopalan S. Oral hygiene status among pregnant women. *Research Journal of Pharmacy and Technology*. 2018;11(7):3099-3102.
58. Ajay R, Suma K, Ali SA, et al. Effect of surface modifications on the retention of cement-retained implant crowns under fatigue loads: An In vitro study. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*. 2017;9(1):154.
59. El Naggat SM, El Nasr MIS, Sakr HM, et al. Effect of Denture Base Reinforcement Using Light Cured E-Glass Fibers on the Level of Salivary Immunoglobulin A. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*. 2018;6(11):2168-2172.
60. Pattanaik B, Pattanaik S. Characterization of a denture base using autopolymerized pour-type denture base resin and acrylic stain. *Journal of Prosthodontic Research*. 2013;57(2):145-146.
61. Cheng Y-y. Denture base resin reinforced with highly drawn linear polyethylene fibres: dimensional changes and dentureconstruction technique. *Hong Kong University Theses Online HKUTO*. 1994.
62. Chen SY, Liang WM, Yen PS. Reinforcement of acrylic denture base resin by incorporation of various fibers. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2001;58(2):203-208.
63. Nandal S, Ghalaut P, Shekhawat H, et al. New era in denture base resins: a review. *Dental Journal of Advance Studies*. 2013;1(03):136-143.
64. Jagger D, Harrison A, Jandt K. The reinforcement of dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1999;26(3):185-194.
65. Bowman A, Manley T. The elimination of breakages in upper dentures by reinforcement with carbon fibre. *British Dental Journal*. 1984;156(3):87-89.
66. Mamatha N, Madineni PK, Sisir R, et al. Evaluation of transverse strength of heat cure denture bases repaired with different joint surface contours: an in vitro study. *Journal of Contemporary Dental Practice*. 2020;21:166-170.
67. Nagai E, Otani K, Satoh Y, et al. Repair of denture base resin using woven metal and glass fiber: effect of methylene chloride pretreatment. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85(5):496-500.
68. Köroğlu A, Özdemir T, Usanmaz A. Comparative study of the mechanical properties of fiber-reinforced denture base resin. *Journal of Applied Polymer Science*. 2009;113(2):716-720.
69. Alla RK, Sajjan S, Alluri VR, et al. Influence of fiber reinforcement on the properties of denture base resins. *Journal of Biomaterials and Nanobiotechnology*. 2013;4:91-97.
70. Polat TN, Karacaer Ö, Tezvergil A, et al. Water sorption, solubility and dimensional changes of denture base polymers reinforced with short glass fibers. *Journal of Biomaterials Applications*. 2003;17(4):321-335.
71. Vallittu P, Lassila V. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1992;19(3):225-230.
72. Vallittu P, Lassila V. Effect of metal strengthener's surface roughness on fracture resistance of acrylic denture base material. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1992;19(4):385-391.
73. Sipahi C, Ozen J, Ugur Ural A, et al. The effect of two fibre impregnation methods on the cytotoxicity of a glass and carbon fibre-reinforced acrylic resin denture base material on oral epithelial cells and fibroblasts. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2006;33(9):666-673.
74. Vallittu P. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1993;20(5):533-539.
75. Ahmad N, Jafri Z, Khan ZH. Evaluation of nanomaterials to prevent oral Candidiasis in PMMA based denture wearing patients. A systematic analysis. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. 2020;10(2):189-193.
76. Jagger D, Harrison A, Jagger R, et al. The effect of the addition of poly(methyl methacrylate) fibres on some properties of high strength heat-cured acrylic resin denture base material. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2003;30(3):231-235.
77. Ganapathy D, Kannan A, Venugopalan S. Effect of coated surfaces influencing screw loosening in implants: A systematic review and meta-analysis. *World Journal of Dentistry*. 2017;8(6):496-502.

78. Rawls H, Starr J, Kasten F, et al. Radiopaque acrylic resins containing miscible heavy-metal compounds. *Dental Materials*. 1990;6(4):250-255.
79. Lowe LG. Flexible denture flanges for patients exhibiting undercut tuberosities and reduced width of the buccal vestibule: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;92(2):128-131.
80. Phoenix RD, Mansueto MA, Ackerman NA, et al. Evaluation of mechanical and thermal properties of commonly used denture base resins. *Journal of Prosthodontics*. 2004;13(1):17-27.
81. Uzun G, Hersek N, Tincer T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999;81(5):616-620.
82. Tandon R, Gupta S, Agarwal SK. Denture base materials: From past to future. *Indian Journal of Dental Sciences*. 2010;2(2):33-39.
83. Keenan PL, Radford DR, Clark RK. Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;89(1):37-44.
84. Negrutiu M. Thermoplastic resins for flexible framework removable partial dentures. *Timisoara Medical Journal*. 2005;55:295-299.
85. Campanha NH, Pavarina AC, Giampaolo ET, et al. Cytotoxicity of hard chairside relines: effect of microwave irradiation and water bath postpolymerization treatments. *International Journal of Prosthodontics*. 2006;19(2):195-201.
86. Lassila L, Vallittu P. Denture base polymer Alldent Sinomer®: mechanical properties, water sorption and release of residual compounds. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2001;28(7):607-613.
87. Jorge JH, Giampaolo ET, Machado AL, et al. Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90(2):190-193.