



POLYETHERETHERKETONE (PEEK) IN DENTISTRY DİŞ HEKİMLİĞİNDE POLİETERETERKETON (PEEK)

Cevdet ÇALIŞKAN ¹, Merve BİRGEALP ERDEM ²

¹ Res. Asst., Department of Prosthetic Dental Treatment, Faculty of Dentistry, Adıyaman University, Adıyaman / TURKEY

ORCID ID: 0000-0003-0643-9738

² Res. Asst., Department of Prosthetic Dental Treatment, Faculty of Dentistry, Adıyaman University, Adıyaman / TURKEY

ORCID ID: 0000-0001-7913-6805

Corresponding Author:

Res. Asst., Cevdet ÇALIŞKAN,

Adıyaman University, Faculty of Dentistry, Department of Prosthetic Dentistry, Atatürk Bulvarı siteler mh no 411, merkez

Adıyaman/ TURKEY

dentmania@hotmail.com +90 554 369 3193

Article Info / Makale Bilgisi

Received / Teslim: August 10, 2020

Accepted / Kabul: October 28, 2020

Online Published / Yayınlanma: October 30, 2020

DOI:

Caliskan C, Erdem MB. Polyetheretherketone (PEEK) in dentistry. Dent & Med J - R. 2020;2(3):84-94.



Abstract

Polyetheretherketone (PEEK) polymer achieves a wide range of use mainly in medical textiles, orthopedic implants, and dentistry, thanks to its corrosion resistance, inert properties, and its biocompatibility. In this review, the structure, properties, and usage applications of PEEK polymer in dentistry are examined.

Keywords: PEEK, Polymer, Dentistry.

Özet

Polietereterketon (PEEK) polimeri, korozyona direnci yanında inert özellikte olması ve sahip olduğu biyouyumluluk sayesinde başlıca medikal tekstillerde, ortopedik implantlarda ve diş hekimliği alanında geniş bir kullanım sahası elde etmektedir. Bu derlemede PEEK polimerinin yapısı, nitelikleri ve diş hekimliği alanındaki kullanım uygulamaları incelenmiştir.

Anahtar Kelimeler: PEEK, Polimer, diş hekimliği.

OVERVIEW / GENEL BAKIŞ

Polietereterketon (PEEK)

Polietereterketon (PEEK) polimeri 300°C'yi aşan sıcaklık dayanımı, yüksek mekanik ve kimyasal direnci olan poliarileterketon (PAEK) polimer ailesinin bir üyesidir (1). PEEK, eterin fonksiyonel grupları ile keton birbirine bağlı aromatik baz yapı ve moleküler zincirden meydana gelen yüksek sıcaklık termoplastik polimerin yeni ailesi olan PAEK grubundan bir polimerdir (2-4). PAEK polimerleri maliyetlerinin polietilen gibi düşük sıcaklıklı termoplastiklerden daha pahalı olmasından dolayı kalıp çıkarılması işlemlerinde ve güçlendirici polimer olarak kompozit materyallerde kullanılmıştır. Öte yandan PEEK polimeri ile ilgili yapılan çalışmalar PEEK polimerinin çok iyi niteliklere sahip olduğunu göstermiştir. PEEK materyali ilk kez 1978 yılında İngiliz bilim adamları tarafından geliştirilmiştir (2). PEEK polimeri ilk üretildiğinde medikal kullanım için üretilmemiştir. 1980'lerde türbin kanatları ve uçak endüstrisi gibi endüstriyel kullanım amacıyla ticari süreç başlatılmıştır. Bu malzemenin yüksek sıcaklıklara ve hidrolize karşı direnci gibi üstün mekanik ve elektriksel özellikleri nedeniyle, otomotiv, kimya ve elektronik endüstrilerinde uzun yıllardır yaygın olarak kullanılmaktadır (2). 1990'ların sonuna gelindiğinde PEEK bu malzemeler arasından sıyrılarak yüksek performanslı termoplastik malzeme gibi uygulama alanını zenginleştirmeyi başarmıştır (3). Ayrıca, kimyasal aşınmaya ve radyasyona gösterilen yüksek direnç, düşük geçirgenlik gibi olumlu özellikler ve farklı malzemelerle (cam ve karbon fiberler) birlikte modifiye edilebilmesi, endüstriyel alanlarda metal alaşımlarına alternatif olarak kullanımını arttırmaktadır (5). PEEK polimeri daha sonraları ortopedi ve travma olgularında kullanılmıştır (6,7). PEEK kullanımı tıp alanında son derece yaygınlaşmıştır ve özellikle titanyum materyali ile rekabetçi düzeyde mükemmel sonuçlar görülmeye başlamıştır. Bu durumla birlikte malzemenin diş hekimliğinde kullanılabileceği düşünülerek çalışmalar yeni bir yön almıştır (8).

Polietereterketon (PEEK) Yapısı

Yüksek performanslı polietereterketon polimerinin kimyasal tanımı poly (oxy1,4-phenylene-oxy-1, 4-phenylene) şeklindedir (9). PEEK, termoplastik kompozit bir polimer olup üstün mekanik ve kimyasal özelliklere sahip olması yanında ısı ve 24 boyutsal denge özelliklerinden dolayı, birçok endüstriyel alanda metal alaşımlara alternatif olarak düşünülen bir polimerdir (3). PEEK polimeri yineleyen bir keton molekülü ve iki eter molekülünden oluşurken yapısında yalnızca karbon (C), hidrojen (H) ve oksijen (O) atomları bulundurması nedeniyle yüksek kararlılıkta, tam aromatik, lineer bir yapıya sahiptir (3). PEEK polimeri, sahip olduğu mükemmel yapısal nitelikleri en uç durumlarda bile koruyabilmektedir (10). Sıcaklığa ve kimyasal etkenlere karşı çok iyi mukavemet gösteren PEEK polimeri, kolay alev almaması ile de dikkatleri üzerine çekmektedir. (3,11). PEEK polimeri doku uyumlu olmasının yanı sıra sahip olduğu üstün kimyasal ve fiziksel kararlılığı yani yaşlanma karşıtı davranış sergilemesi nedeniyle çok geniş bir kullanım alanına sahiptir (11,12). Bu sayede sterilizasyon sırasında uygulanan ısıya ve radyasyona karşı da direnç sergileyebilmektedir (3,13). Üstün performans gösteren polimer lifler için radyasyona dirençli olması çok önemlidir. Maruz kaldığı radyasyondan etkilenen bir lif ne kadar üstün performans özelliklerine sahip olsa da bu etkileşim nedeniyle performans özelliklerinde kayıplar yaşanacak ve bu durumda üretilen materyalin kullanım süresinin kısılmasına neden olacaktır. PEEK polimeri; alfa, beta, gamma ve ultraviyole ışınlarından etkilenmemektedir. Bundan dolayı bu ışınlara maruz kalınan yerlerde çok rahat kullanım imkânı vardır (14,16). Özellikle çok sık sterilizasyon işlemi

uygulanan medikal tekstil ürünleri için PEEK polimerini ideal bir hammadde haline getirmektedir (14). PEEK materyalinin endüstriyel anlamda kullanılmaya başlanması 1990'ların sonu gibi olsa da protetik diş tedavilerinde kullanımı çok yenidir. Sahip olduğu elastik modülünün kemik dokusunun elastik modülüne yakın olması sebebiyle implant üretim materyali olarak da kullanılan bu polimer, diş hekimliği alanında özellikle de sabit ve hareketli protetik diş tedavilerinde kullanılmaya başlanmıştır (15,16). PEEK'in elastik modülü yaklaşık 3-4 GPa olup, insan süngerimsi kemik dokusuna (3.78 GPa) yakın ve titanyum (Ti) alaşımı (116 GPa) ile krom-kobalt (CrCo) alaşımına (210 GPa) göre çok daha düşüktür (17,18). Seramikler yüksek elastik modülü olan (210 GPa), çok sert materyallerdir. Alümina gibi yüksek sertlikte materyallerin kullanımı, çiğneme aktivitesi sırasında iletilen kuvvet sebebiyle restorasyon ve dayanak dişlerin biyomekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilmektedir (19). Daha düşük elastik modülüne sahip PEEK benzeri materyallerin ise, kuvvet kırıcı gibi davranarak restorasyon yüzeyindeki gerilimi düşürdüğü bildirilmiştir (20). PEEK materyalinin metal restorasyonlara göre daha hafif bir restorasyon olması, elastik modülünün kemiğe daha yakın olması, şok emme kabiliyeti, metal içermemesi, korozyon gözlenmemesi, daha düşük yorgunluk, yüksek doku uyumu ve düşük seviyede bakteri plağı tutulumu gibi avantajları diş hekimliği alanındaki kullanımını daha da yaygınlaştıracaktır (2). Ayrıca, PEEK' in yüzeyindeki biyofilm oluşumu titanyum ve zirkonya gibi diş materyallerine eşit veya daha düşük seviyededir (21). Bu gelecek vaat eden fiziko-mekanik özellikleri nedeniyle, PEEK geleneksel alaşımlara ve seramik diş malzemelerine göre bazı avantajlar sağlamaktadır (2). PEEK polimeri, tek yönden gelen sıkıştırma ve gerilim kuvvetlerine bağlı oluşabilecek şekil bozukluklarına direnebilmekte ve 1380 N'u geçmeyen sıkıştırma kuvvetlerine dayanabilmektedir (22, 23). Uygulanan testler, PEEK malzemesinin 1200N'ye kadar dayanıklı olduğunu göstermiştir (24). PEEK polimerin önemli özelliklerinden bir tanesi de inert olmasıdır. Oda ısısında %98 oranındaki sülfürik asit solüsyonu dışında hiçbir alışlagelmiş çözelti PEEK polimerini çözmemektedir (4,25). PEEK polimeri, sahip olduğu biyomekanik özellikleri, uzun kullanım ömrü ve doku uyumu ile, beyaz rengi ve kemiğe yakın mekanik özellikleri sayesinde kronköprü restorasyonları, implant tedavisi ve hareketli protetik restorasyonlarda alt yapı ve üst yapı materyali olarak kullanılabilir (15).

Polietereterketon (PEEK) Polimerinin Diş Hekimliğinde Kullanımı

İnorganik malzemeler ile takviye edilmiş PEEK potansiyel olarak kuron ve köprü malzemesi olarak kullanılabilir (26). Diş Hekimliğinde; implant ve abutment, implant destekli protezlerde bar, sabit protezlerde alt yapı, parsiyel hareketli protezler uygulamalarında ana bağlayıcı, hassas tutucu, kroşe ve diğer parçaların elde edilmesinde kullanılmaktadır (2,19). Cekic-Nagas ve ark. (8) 54 farklı inley materyallerinin kırılma dayanımını değerlendirdikleri çalışmada; fiberle güçlendirmenin köprülerin kırılma dayanımını arttırdığı ve CAD-CAM fiber blok ile PEEK materyalinden yapılan inley tutuculu köprülerin yüksek kırılma dayanımı değerleri sergilediği görülmüştür. Ayrıca PEEK materyalinin oklüzal splint uygulamalarında alternatif bir terapötik seçenek olarak kullanılabilirliği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (27). Polietereterketon obturatör yapımında da kullanılabilir (20). Fakat polietereterketon ile 26 yapılan obturatörlerin etkinliğini değerlendirmek için yapılmış yeterli çalışma olmadığı bildirilmiştir (5). Yapısında %20 oranında seramik doldurucu ilave edilmiş PEEK polimeri; yüksek mekanik özelliklere ve mükemmel doku uyumuna sahiptir. PEEK polimerinin en önemli avantajı; rezin simanla simante edildiğinde dentin dokusuna iyi bir bağlanma göstermesidir. Bu özellik sayesinde kanal tedavisi uygulanmış dişlerde endokron restorasyonlar için PEEK polimerini alternatif bir materyal yapmaktadır (24). PEEK polimerinin protetik diş hekimliği alanında ilgi görmesinin nedenlerinden birkaçı şu şekilde sıralanabilir; Diğer protetik materyallere göre daha hafif olması, Elastiklik modülünün kemik

dokusuna yakın olması, Şok emme yeteneği, metal alt yapısız restorasyona imkân vermesi, metal alaşımlara özgü olan korozyonun gözlenmemesi, diğer dental materyallere göre daha düşük yorgunluk, iyi canlı doku uyumu, mikrobiyal plak tutulumunun düşük seviyede olması (5).

Polietereketonun İmplant Materyali Olarak Kullanımı Metal alaşımlı ve seramik implantlar ile karşılaştırıldığında, PEEK polimerinden üretilen implantların bazı avantajları bildirilmiştir. İlk olarak PEEK ve üzerini kaplamak için kullanılan kompozitlerin röntgen görüntüsü radyolüsenttir. Ayrıca insan spongiyöz kemiğine yakın elastik modül (3-4 GPa) sergilemektedir (28). Çok iyi biyolojik uyum gösteren polimerlerdir. Karbon fiberler ile modifiye edilerek PEEK polimerinin sahip olduğu elastisite modülü kortikal kemiğin sahip elastisite modülüne oldukça yakın bir değer olan 18 GPa'a çıkarılabilmektedir. Manyetik rezonans görüntülemeye (MRI) izin verir. Ayrıca PEEK materyalinin beyaz renkli (titanyum kaplanmış veya karbon fiber takviyeli (CFR) formlar hariç) oluşundan dolayı, implant materyali olarak herhangi bir estetik sakınca oluşturmamaktadır (2,29). Mekanik ve biyolojik özelliklerini geliştirmek için, PEEK materyallerinde birtakım değişiklikler yapılmaya çalışılmıştır. Bununla birlikte, PEEK implantlar klinik olarak yaygın şekilde kullanılmamakta ve uzun süreli etkinliklerini tayin edecek yeterli veri bulunmamaktadır (2,15).

PEEK Polimerinin Protetik Diş Hekimliğinde Kullanımı

PEEK İmplant Dayanaklar (Abutment) İmplant destekli tedaviler ve implantların osteointegrasyonu önemli konulardır. Ayrıca dayanak, mekanik, biyolojik ve estetik beklentileri karşılayan bir malzeme olmalıdır (30,31). Abutmentlerin üretiminde titanyum, altın, zirkonyum ve seramik gibi çeşitli malzemeler kullanılmaktadır (32). Titanyum ve alaşımlar korozyon ve aşırı duyarlılık reaksiyonlarına neden olma gibi çeşitli dezavantajlara sahip olmalarına rağmen, implant ve abutment üretiminde en sık seçilen malzemelerdir ve altın standart olarak kabul edilir (33). Bununla birlikte, bazen ince dişeti biyotipi varlığı gibi estetiğin öncelikli olduğu durumlarda tatmin edici sonuçlar elde edilemez. Ayrıca, altının yüksek maliyetinin olması bir dezavantaj oluşturur (32). Zirkonyum abutmentler, zamanla aşınır. Ayrıca, mekanik direnci iyi olmadığından iç yapısında çeşitli değişiklikler ortaya çıkar (2). Bu malzeme, su ve su çözeltilerinde ve düşük sıcaklıklarda bozulma ve dörtgen fazdan mono klinik faza geçiş yapma gibi dezavantajlarla karakterizedir. In vitro ve in vivo çalışmaların sonuçları, alüminyum ve zirkonyum seramik abutment kullanımının, tek bir diş implantı üzerinde tam seramik protez ile sınırlı olduğunu göstermiştir (34). PEEK malzemesinin elastik özelliği, implanta iletilen çığneme sırasında oluşan kuvvetleri azalttığından, bu malzemenin düşük elastik modülü nedeniyle hem dayanak dişlerde hem de siman ara yüzünde meydana gelen gerilmeleri azaltıldığı bildirilmiştir (35,36). İmplantolojide PEEK'in strese dayalı sorunların üstesinden gelebileceği düşünülmektedir. Ayrıca, yüksek mekanik özellikler nedeniyle, bu malzemenin hem dayanak hem de protez malzemesi olarak kullanılabilmesi savunulmaktadır (8). Bununla birlikte, bu malzemede oluşan stresi analiz eden çok az çalışma vardır. PEEK' in kemik yeniden modelleme sürecini geliştirebileceği ileri sürülmüştür. Bu nedenle, bu malzemenin abutment üretiminde titanyum için uygun bir alternatif olabileceği bildirilmiştir (2). Schwitalla ve ark. titanyum abutment kullanan bir grupta kemik çevresinde oluşan stres değerlerinin PEEK abutmentli gruba göre daha düşük olduğunu bildirmiştir (37).

PEEK Polimerinin Parsiyel Hareketli Protezlerde Kullanımı

Cr-Co esaslı metal alt yapıyla alaşımlardan elde edilen hareketli protezler, parsiyel dişsiz hastaların tedavisi için hem ekonomik hem de tahmin edilebilir bir tedavi alternatifidir. Döküm metal alaşımlardan elde edilen hareketli parsiyel protezlerin sahip olduğu dezavantajlar ise şu şekilde sıralanabilir:

- Kroşelerin estetik olmayışı,
- Protetik restorasyonun metal alaşım kaynaklı artan ağırlığı, metal alaşımın ağızda bıraktığı hoş olmayan tat hissi,
- Metallerin sebep olabileceği alerjik reaksiyonlar (36,37).

PEEK polimerinin sahip olduğu beyaz renk sayesinde, metal alt yapılardan elde edilmiş protezlere oranla iyi bir estetik görünüm sağlamaktadır (88). Bu polimerin olumlu bazı özellikleri ise; metalik tadın ortadan kaldırılması ve alerjik reaksiyonların oluşmaması, polisaj işlemlerine çok iyi cevap vermesi, mikrobiyal plağa olan afinitenin düşük olması ve yüksek aşınma direncine sahip olmasıdır (39). Sürtünmeye ve aşınmaya karşı dirençleri PEEK materyalinin, bar ve teleskop kron gibi hassas bağlantılı unsurlarda da kabul edilebilir bir alt yapı materyali olmasını sağlamaktadır (40).

Polietereterketonun (PEEK) Sabit Bölümlü Protezlerde Kullanımı

Metal destekli seramikler diş hekimliğinde yıllardır kullanılmaktadır ve elde edilen sonuçlar başarılı olduklarını göstermiştir. Ancak, bazı dezavantajları vardır. Metal alaşımları korozyona uğrayabilir ve alerjiye neden olma potansiyeline sahiptir. Ayrıca, ışık geçirgenliğinin olmaması, metal alaşımlarının olumsuz özelliklerinden biridir (41). PEEK daha hafif bir materyal olduğu için metal-seramiklere uygun bir alternatif olabilir. Ayrıca PEEK, ağızdaki diğer metallerle temas ettiğinde korozyona uğramaz (35). PEEK suda çözünmemesi ve diğer malzemelerle düşük re aktiviteye sahip olması nedeniyle metal alerjisi olan veya metalik tada duyarlı olan hastalar için uygun bir alternatif olabilir (42,43). Modifiye edilmemiş PEEK grimsi-kahverengi veya inci-beyaz opak bir renge sahiptir, alt yapı rengini kamufle etmek ve estetik özelliklerini arttırmak için kompozit rezinler kullanılabilir (43-45). PEEK polimerinin sahip olduğu yüksek basma dayanım limiti sayesinde 909 N'luk maksimum ısırma kuvvetinin oluşabildiği molar dişler bölgesinde, sabit protetik tedavilerde alt yapı materyali olarak kullanımı önerilmektedir (46). PEEK malzemesi seramikten daha kolay tamir edilebildiğinden, ağız içinde yıpranmadığından ve işleme sırasında malzeme özelliklerinde bozulma görülmediğinden, PEEK malzemesini sabit protetik restorasyonlarda kullanım olasılığını arttırmaktadır (2). Ayrıca, düşük elastik modülüne rağmen, yüksek aşınma direnci, bu polimeri metalik alaşımlarla rekabet edebilecek bir malzeme haline getirir (47). CAD/CAM sistemleri ile üretilen PEEK sabit protezlerinin kırılmaya karşı gösterdikleri direnç, lityum disilikat cam-seramik, alüminyum ve zirkonyumdan daha yüksektir (2).

PEEK Alt Yapının Üretim Yöntemleri

PEEK materyalinden protetik alt yapı üretimi için laboratuvarında iki yöntem kullanılmaktadır. Bunlar: Enjeksiyon Kalıplama ve CAD/CAM yöntemleridir (48).

Enjeksiyon Kalıplama Yöntemi

Endüstriyel enjeksiyon kalıplama makineleri, polimerleri, dental laboratuvarlarda bulunan tipik tezgâh üstü pres makinelerine kıyasla iki kat daha yüksek hız ve basınç altında işlemektedirler. Ancak, PEEK polimerinin yeniden eritilmesi, alt yapı soğutulmazsa ve doğru şekilde yeniden kristalize edilmezse, öngörülemez mekanik ve fiziksel problemlere yol açabilmektedir. PEEK materyalinin yeniden eritilmesi de doğru ekipman kullanılarak çok sıkı bir şekilde kontrol edilmediği takdirde polimerin bozunmasına neden olabilmektedir. Polimer bozunması, doldurucunun (güçlendirici materyaller veya pigmentler gibi) yapıya dahil

edilmesiyle daha da belirgin hale gelebilmektedir. Bu nedenle, bu materyallerin eritilerek işlenmesi, üretici firmanın önerdiği ekipman kullanılarak, sadece yetkili laboratuvar tarafından gerçekleştirilmelidir (48).

CAD/CAM Yöntemi

CAD/CAM yöntemi ile materyalin özellikleri stabil kalmakta ve dijital iş akışının hassasiyetinden ve tekrarlına bilirliliğinden yararlanılarak daha hassas alt yapı üretimi yapılabilmektedir. PEEK materyali; CAD/CAM üretimi açısından metal alt yapılara kıyasla daha az frez aşınması ve daha hızlı üretim gibi avantajlara sahiptir. Ayrıca bu materyalleri üretmek için gerekli ekipman, metal alt yapıların frezelenmesi için gerekli olan ekipman kadar pahalı değildir (48). Diş hekimliğinde metal içermeyen restorasyonlara olan talebin günden güne artması sebebiyle, metalik materyallere alternatif olan bir dizi CAD/CAM polimeri geliştirilmiştir (49). Yüksek performanslı polimerlere artan ilginin sebebi, seramiklere kıyasla daha ince katmanlar halinde kullanılabilmesi, üstün mekanik özelliklere sahip olmalarının yanı sıra; CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler ile daha hızlı üretilmeleri ve düşük maliyetlere sahip olmalarıdır (50-52). Renk kararlılığı ve mekanik özellikler açısından CAD/CAM ile üretilmiş polimer yapıları sabit protezlerin performansı cam seramikler ile karşılaştırılmış ve polimerlerin cam seramikler ile benzer veya daha iyi sonuçlar gösterdiği bildirilmiştir. PEEK, endüstriyel olarak; CAD/CAM için disk ve blok, preslenmiş pelet ve granüler formda üretilmektedir. Ancak son iki form ısıyla presleme veya eritme işlemine ihtiyaç duymaktadır (53,54). PEEK materyalinden üretilen üç üyeli sabit protezlerin performansı üzerine yapılan araştırmalar, pelet halinde üretilen materyallerin, restorasyonların stabilitesini ve güvenilirliğini artırdığını bildirmiştir. Ayrıca granüler formdan preslenen sabit protezlere kıyasla pelet halinde üretilenler, daha az plastik deformasyon ve daha yüksek kırılma direnci göstermektedirler (54).

PEEK' in Yüzey Modifikasyon Yöntemleri

PEEK materyali tüm üstün özelliklerine rağmen grimsi-kahverengi veya opak beyaz renktedir. Özellikle anterior bölge olmak üzere estetik monolitik restorasyonlar için uygun bir materyal değildir. Bundan dolayı, veneerlenmesi gerekmektedir (55,56). Uzun süreli bir adezyon; kimyasal retansiyon, (mikro) mekanik retansiyon veya bunların bir kombinasyonu ile sağlanabilir. Elde edilen bu adezyon kullanılan materyallerin bileşimine ve etkileşimine bağlıdır. Ancak PEEK materyali düşük yüzey enerjisine sahiptir ve kompozit veneer materyali ile kaplanabilmesi için bu sorunun üstesinden gelmesi gerekmektedir (55,57). Buna yönelik çalışmalar iki yöne odaklanmıştır. Bunlardan ilki PEEK kompozitlerinin hazırlanması diğeri ise yüzey modifikasyonudur. Bu amaçla TiO₂, HA gibi aktif maddelerle PEEK materyali harmanlanarak TiO₂/PEE (titanium dioksit/polietereterketon) ve HA/PEEK (hidroksil apatit/ polietereterketon) gibi PEEK kompozitleri oluşturulmuştur (58,59). Yüzey modifikasyonu, materyalin yüzey özelliklerini değiştirerek, genel özelliklerini etkilemeden, materyal yüzeyinin mekanik ve biyolojik özelliklerinin artırılmasıdır. Bu işlem sırasında, materyallerin avantajlı özellikleri korunmaktadır (60). PEEK materyalinin yüzey modifikasyonunda kimyasal asitleme, plazma işlemi, Al₂O₃ ile kumlama, tribokimyasal silika kaplama ve çeşitli lazer sistemleri kullanılmıştır (61-63).

SUMMARY / SONUÇ

Bu çalışmada yüksek performanslı polimer türlerinden biri olan PEEK polimeri kapsamlı şekilde incelenmiştir. Sadece endüstriyel olarak değil tıp ve diş hekimliği gibi alanlarda da karşımıza çıkan

polietereterketon polimeri, çok iyi performans ve dayanım özelliklerine sahiptir. Dolayısıyla, hem dental implant olarak hem de kuron alt yapısı olarak yada post materyali olarak bir diş hekimliği branşında geniş bir kullanım imkanı bulabilmektedir. Yapılan bu derlemede amaçlanan; çok iyi niteliklere haiz bu PEEK polimerinin, özelliklerinin ve kullanım alanlarının bilinirliğinin artırılması ve diş hekimliği literatürüne katkı sağlamaktır.

Acknowledgements / Teşekkür

Dr. Öğr. Üyesi Fatih DEMİRCİ

References / Referanslar

1. Chen F, Ou H, Lu B, Long H. A constitutive model of polyether-ether-ketone (PEEK). *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016; 53:427–433
2. Tekin S, Cangül S, Adigüzel Ö, Değer Y. Areas for use of PEEK material in dentistry. *Int Dent Res* 2018;8(2):84-92
3. Kalaycı E, Avingç O, Yavaş A. Poli Eter Eter Keton (PEEK) Lifleri. *Cumhuriyet Üni Fen-Edeb Fak Fen Bilim Derg*. 2017;38(2):168–186.
4. Cekic-Nagas I, Egilmez F, Ergun G, Valittu PK, Lassila LVJ. Load-bearing capacity of novel resin-based fixed dental prosthesis materials. *Dent Mater J*. 2018;37(1): 49-58.
5. R. May, Polyetheretherketones, in: H.F. Mark, N.M. Bikales, C.G. Overberger, G. Menges, J.I. Kroschwitz (Eds.), *Encyclopedia of Polymer Science and Engineering*, John Wiley and Sons, NewYork, 1988;313-320.
6. Kurz SM, Devine JN. Peek Biomaterials in Trauma, Orthopedic and Spinal İmplants. *Biomaterials* 2007;28(2):4845-4869.
7. Najeeb S, Khurshid Z, Matinlinna JP, Siddiqui F, Nassani MZ, Baroudi K. Nanomodified Peek Dental Implants: Bioactive Composites and Surface Modification—A Review. *Int J Dent*. 2015;2015:1-7.
8. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*. 2016 Jan;60(1):12-9.
9. Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Özcan M, Hämmerle CH. Discoloration of manually fabricated resinsand industrially fabricated CAD/CAM blocks versusglass–ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater J*. 2012: 31, 377-383.
10. Nicholson JW. *The Chemistry of Polymers*, 5th Edition. The Royal Society of Chemistry. 2017: 18-19.
11. Carraher Jr. CE. *Carraher's Polymer Chemistry*, Ninth Edition CRC Press; 2016;130,143,665.
12. McKeen L. *Fluorinated Coatings and Finishes Handbook: The Definitive User's Guide*, Second Edition. William Andrew, 2015: 70-130.
13. Gao S, Gao S, Xu B, Yu H. Effects of Different pH-Values on the Nanomechanical Surface Properties of PEEK and CFR-PEEK Compared to Dental Resin-Based Materials. *Materials*. 2015 Jul 27;8 (8):4751-67.
14. Mylläri V, Ruoko T, Järvelä P. The effects of UV irradiation to polyetheretherketone fibres – Characterization by different techniques. *Polym Degrad Stab*. 2014 Nov; 109:278-84.
15. Tekin S, Deger Y, Demirci F. Evaluation of the use of PEEK material in implantsupported fixed restorations by finite element analysis. *Niger J Clin Pract* 2019; 22(9):1252–1258.
16. Bathala L, Majeti V, Rachuri N, Singh N, Gedela S. The Role of Polyether Ether Ketone (Peek) in Dentistry – A Review. *J Med Life*. 2019 Jan; 12 (1):5-9.

17. Ma R, Tang T. Current Strategies to Improve the Bioactivity of PEEK. *The Int J Mol Sci.* 2014 Mar 28;15(4):5426-45.
18. Heary RF, Parvathreddy N, Sampath S, Agarwal N. Elastic modulus in the selection of interbody implants. *J Spine Surg.* 2017 Jun;3(2):163-7.
19. Zoidis P, Bakiri E, Papatthanasious I, Zappi A. Modified PEEK as an alternative crown framework material for weak abutment teeth: a case report. *Gen Dent.* 2017 Sep-Oct;65(5):37-40.
20. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barberà M, Cabratosa-Termes J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2014 Sep;112(3):680-2.
21. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res* 2015 Nov;26(11):1297-301.
22. Stock V, Schmidlin P, Merk S, Wagner C, Roos M, Eichberger M, et al. PEEK Primary Crowns with Cobalt-Chromium, Zirconia and Galvanic Secondary Crowns with Different Tapers—A Comparison of Retention Forces. *Materials.* 2016 Mar 10;9(3):187.
23. Stawarczyk B, Eichberger R M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J.* 2015;34(1):7-12.
24. Zoidis P, Bakiri E, Polyzois G. Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: A short-term clinical report. *J Prosthet Dent* 2017 Mar;117(3):335-9.
25. Williams D. Polyetheretherketone for long-term implantable devices. *Med Device Technol.* 2008 Jan-Feb;19(1):8, 10-1.
26. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, Schmidlin PR. Polyetheretherketone – A suitable material for fixed dental prostheses *J Biomed Mater Res B Appl Biomater s.* 2013; 101:1209–1216.
27. Benli M, Eker Gümüş B, Kahraman Y, Gökçen-Rohlig B, Evlioğlu G, Huck O. Surface roughness and wear behavior of occlusal splint materials made of contemporary and high-performance polymers. *Odontology.* 2020 Apr;108(2):240-50.
28. Chen F, Gatea S, Ou H, Lu B, Long H. Fracture characteristics of PEEK at various stress triaxialities. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016 Dec; 64:173-86.
29. Korn P, Elschner C, Schulz M, Range U, Mai R, Scheler U. MRI and dental implantology: Two which do not exclude each other. *Biomaterials.* 2015 Jun; 53:634-45.
30. Gomes AL, Montero J. Zirconia implant abutments: A review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011. doi:10.4317/medoral.16.e50.
31. Blatz MB, Bergler M, Holst S, Block MS. Zirconia abutments for single-tooth implants--rationale and clinical guidelines. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(11):74-81.
32. AL-Rabab'ah M, Hamadneh W, Alsalem I, Khraisat A, Abu Karky A. Use of High Performance Polymers as Dental Implant Abutments and Frameworks: A Case Series Report *J Prosthodont.* 2019 Apr;28(4):365-72.
33. Patil R. Zirconia versus titanium dental implants: A systematic review. . *J Dent Implant.* 2015;5(1):39. doi:10.4103/0974-6781.154430.
34. Günal B, Ulusoy M, Durmayüksel T, Kurtulmuş YS. Seramik abutmentlerin mekanik, biyolojik ve estetik açıdan değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg.* 2015; 25: 156-148.



35. Bechir ES, Bechir A, Gioga C, Manu R, Burcea A, Dascalu IT. The advantages of BioHPP polymer as superstructure material in oral implantology. *MATER PLAS*. 2016; 53(3) / 394-8.
36. Siewert B, Parra M. A new group of material in dentistry. PEEK as a framework material for 12-piece implant-supported bridges. *Zahnarztl Implantol*. 2013; 29:148-159.
37. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Lackmann J, Spintig T, Müller W-D. The Application of PEEK in Dental Implant Suprastructures: A Finite Element Analysis. 2nd International PEEK Meeting, Washington, D.C. 2015. April 23-24.
38. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental Mater*. 2012; 28:273-8.
39. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. *J Prosthodont*. 2016;25(7): 580-4.
40. Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, et al. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *J Prosthet Dent*. 2015 Nov;114(5):666-73.
41. Karunagaran S, Paprocki GJ, Wicks R, & Markose S. A review of implant abutments-abutment classification to aid prosthetic selection. *J Tenn Dent Assoc*. 2013;93(2):18-23.
42. Zoidis P, Papathanasiou I. Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *J Prosthet Dent*. 2016;116(5):637-641.
43. Rocha RF, Anami LC, Campos TM, Melo RM, Souza RO, Bottino MA. Bonding of the Polymer Polyetheretherketone (PEEK) to Human Dentin: Effect of Surface Treatments. *Braz Dent J* 2016;27(6):693-9.
44. Heimer S, Schmidlin PR, Roos M, Stawarczyk B. Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. *J Prosthet Dent*. 2017 Mar;117(3):419-25.
45. Silthampitag P, Chaijareenont P, Tattakorn K, Banjongprasert C, Takahashi H, Arksornnukit M. Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dent Mater J* 2016;35(4):668-74.
46. 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 Appl Biomater*. 2013 Oct;101(7):1209-16.
47. Zok F, Miserez A. Property maps for abrasion resistance of materials. *Acta Mater* 2007; 55: 6365-71.
48. Tipton P. High performance polymers -Part one. *Private Dentistry*. October, 2015:60-65.
49. Magne P. Composite resins and bonded porcelain: the postamalgam era *J Calif Dent Assoc*. 2006 Feb;34(2):135-47.
50. Alt V, Hannig M, Wöstmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater*. 2011 Apr;27(4):339-47.
51. Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, Brix O, Stimmelmayer M, Guth JF. CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence Int*. 2012 Jun;43(6):457-67.
52. Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hämmerle CHF. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: Effect of aging regimens. *Clin Oral Investig* 2012 Dec;16(6):1669-77.
53. Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014 Apr;111(4):310-7.

54. Wimmer T, Huffmann AMS, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Twobody wear rate of PEEK, CAD/CAM resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. *Dental Materials*. 2016 Jun;32(6): e127-e136.
55. Stawarczyk B, Bähr N, Beuer F, Wimmer T, Eichberger M, Gernet W, et al. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clin Oral Investig*. 2014 Jan;18(1):163-70.
56. Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig* 2016 Dec;20(9):2493-500.
57. Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, et al. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent*. 2014 Nov;112(5):1278-88.
58. Wu X, Liu X, Wei J, Ma J, Deng F, Wei S. Nano-TiO₂/PEEK bioactive composite as a bone substitute material: in vitro and in vivo studies. *Int J Nanomedicine*. 2012;7: 1215-25.
59. Zhao M, Li H, Liu X, Wei J, Ji J, Yang S, et al. Response of Human Osteoblastt on-HA/PEEK--Quantitative Proteomic Study of Bio-effects of Nano-Hydroxyapatite Composite. *Sci Rep*. 2016 Mar 9;6:22832.
60. Ouyang L, Zhao Y, Jin G, Lu T, Li J, Qiao Y, et al. Influence of sulfur content on bone formation and antibacterial ability of sulfonated PEEK. *Biomaterials*. 2016 Mar; 83:115-26.
61. Schwitalla AD, Bötzel F, Zimmermann T, Sütel M, Müller W. The impact of argon/oxygen low-pressure plasma on shear bond strength between a veneering composite and different PEEK materials. *Dent Mater*. 2017 Sep;33(9):990-4.
62. Çulhaoğlu AK, Özkır SE, Şahin V, Yılmaz B, Kılıçarslan MA. Effect of Various Treatment Modalities on Surface Characteristics and Shear Bond Strengths of Polyetheretherketone-Based Core Materials. *J Prosthodont*. 2020 Feb;29(2):136-41.
63. Tsuka H, Morita K, Kato K, Kimura H, Abekura H, Hirata I, et al. Effect of laser groove treatment on shear bond strength of resin-based luting agent to polyetheretherketone (PEEK). *J Prosthodont Res*. 2019 Jan;63(1):52-7.