



## PEEK MATERIAL IN THE RECONSTRUCTION OF MAXILLOFACIAL DEFECTS: A LITERATURE REVIEW

### MAKSİLLOFASİYAL DEFEKTLERİN REKONSTRÜKSİYONUNDA PEEK MATERYALİNİN YERİ: BİR LİTERATÜR DERLEMESİ

Merve Nur KOROGLU<sup>1</sup>, Samet TEKİN<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Res. Asst. Dt., Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Firat University, Elazığ/TÜRKİYE,

**ORCID ID:** 0009-0008-6064-4007

<sup>2</sup> Assoc. Prof. Dr., Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Firat University, Elazığ/TÜRKİYE,

**ORCID ID:** 0000-0001-8883-8307

**Corresponding Author:**

Samet Tekin,

Firat Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Elazığ / TÜRKİYE,

**e-mail:** [s.tekin@firat.edu.tr](mailto:s.tekin@firat.edu.tr) , **Phone:** +90 538 259 4786



## Abstract

*Congenital or acquired maxillofacial defects cause aesthetic, phonetic, functional and psychological problems. These multiple problems create various treatment alternatives for the rehabilitation of the defect area. The success of the prosthetic treatment applied in the reconstruction of the defect directly affects patient satisfaction and quality of life. The main aim of prosthetic rehabilitation is to reconstruct the defects and eliminate the associated problems. Material selection in prosthetic treatment is important in terms of patient comfort and acceptability. The main properties desired in this selection are biocompatibility, durability, lightness, shaping capability, thermal resistance, radiolucency and low infectivity. Silicone-based materials, methyl methacrylate, titanium mesh and polyethylene are the materials commonly used in the reconstruction of defects with their advantages and disadvantages. As a result of the search for the ideal material, Polyetheretherketone (PEEK) is thought to be an alternative material. This review discusses the use of PEEK for prosthetic rehabilitation in patients with maxillofacial defects.*

**Keywords:** Maxillofacial defect, obturator, PEEK, polyetheretherketone.

## Özet

*Doğumsal veya kazanılmış maksillofasiyal defektler estetik, fonetik, fonksiyonel bozukluklar ve psikolojik problemlere sebep olur. Çok yönlü problemler defekt bölgesinin rehabilitasyonu için çeşitli tedavi alternatifleri oluşturur. Defektin rekonstrüksiyonda uygulanan protetik tedavinin başarısı hasta memnuniyetini ve yaşam kalitesini doğrudan etkilemektedir. Protetik rehabilitasyonun primer amacı defektleri kapatmak ve buna bağlı problemleri ortadan kaldırmaktır. Protetik tedavide malzeme seçimi hasta konforu ve kabullenebilirlik açısından önemlidir. Bu seçimde istenen başlıca özellikler biyouyumluluk, dayanıklılık, hafiflik, şekillendirilebilme imkanı, termal dayanım, radyolüsentlik ve düşük enfektivite oranlarıdır. Defektlerin rekonstrüksiyonunda silikon esaslı materyaller, metil metakrilat, titanyum ağ ve polietilen (PE) avantaj ve dezavantajları ile rutinde kullanılan materyallerdir. İdeal malzeme arayışının neticesinde Polietereterketonun (PEEK) alternatif bir materyal olabileceği düşünülmektedir. Bu derlemede maksillofasiyal defekte sahip hastalarda protetik rehabilitasyon amaçlı kullanılan PEEK'in avantaj ve dezavantajlarından bahsedilmiştir.*

**Anahtar Kelimeler:** Maksillofasiyal defekt, obturatör, PEEK, polietereterketon.

## OVERVIEW / GENEL BAKIŞ

Defekt protezlerinin tarihçesine baktığımızda en eski kayıtlar 1500'lü yıllarda Ambroise Pare tarafından kullanılan yapay malzemelerle bir damak defektinin kapatıldığına işaret etmektedir. Pare o dönemde tükürük ile ıslanıp genişleyen sünger ile protezi yerinde muhafaza etmeye yardımcı olabildi. Tarihte ilerlediğimizde 1728 yılında Pierre Fuchard çene yüz protezlerinin gelişimine katkıda bulunmuştur. Daha ileri zamanlarda 1869 yılında William Morton, damak defektinin tedavisi için altın bir plaka kullanarak onarım sağlamıştır. Rutinde kullanılan materyallerden olan Polimetil Metakrilat (PMMA), ilk kez 1843'te Redtenbacher tarafından bildirilen kokusuz bir akrilik asit polimeridir. Ancak biyomedikal ve dental uygulamalar için PMMA'nın geliştirilmesi uzun bir sürecin ardından gerçekleşti. 1940'lı yıllardan bu yana PMMA, dental laboratuvarlar ve klinikler için temel bir biyomateryal haline geldi (1).

Obturatorler kullanım dönemine göre de üçe ayrılırlar. İlk olarak kullanım bulan cerrahi obturatorler cerrahi operasyon sonrasında yaklaşık bir hafta kadar kullanılır. Geçmiş dönemlerde sünger, guta perka ve şişirilmiş lastik balon gibi malzemeler kullanılarak hazırlanmıştır (2,3). Güncel materyalleri ise akrilik ve silikon esaslı materyallerdir. Tedavi edici obturatorler ise 2-12 hafta arasında kullanılan genellikle PMMA ve akrilik bazlı yumuşak astar materyallerinin kullanıldığı bir aşamadır. Son olarak kalıcı obturatorlerin kullanımı operasyondan 6 ay sonra başlar ve üretiminde aynı şekilde PMMA ve silikon esaslı malzemeler kullanılır (4).

Defekt protezi gereksinimi olan hastalar aynı zamanda parsiyel ya da total dişsizliğe sahip hastalardır. Total dişsizlik için obturatorler tam protezler gibi akrilik ile hazırlanır (5). Parsiyel diş eksiklikleri için ise geleneksel hareketli bölümlü protezler gibi metal destekli bir akrilikten hazırlanır. Obturatorler tam protezler gibi dişleri ve destek dokuları yerine koymakla kalmaz ek olarak total ve parsiyel hareketli protezlerde bulunmayan bir özellik olarak yapay damak sağlar (6). Obturatorlerde içi boş bulb tekniği ile akrilikle tasarlanan çoğunlukla hacimli ve çıkıntılı damak şekillenmesi mevcuttur (7). Yapım sırasına göre öncelikli olarak nazal ve antral bölge hazırlanır. Sonrasında bu bölge içi boş açık bir hazne oluşturmak için damak parçası ile birleştirilir. Yapının içi boş olmasına rağmen standart bir total ya da hareketli bölümlü proteze nazaran daha ağırdır (8). Protezin ağırlığı retansiyon alanı bulunmayan total ya da parsiyel dişsiz hastalarda önemli bir sorun haline gelebilir (9).

Obturator tasarımı başlamadan önce cerrahi aşamada maksillofasiyal rekonstrüksiyon için farklı materyal ve yöntemler denenmiştir. Bu materyallerin başlıcaları otojen ve alloplastik materyallerdir. Çoğunlukla serbest doku grefti, otojen kemik greftleri, gözenek içeren PE ve çeşitli tiplerde kemik tozları maksillofasiyal defektlerin rekonstrüksiyonu için kullanılır. Ancak bu metodların çeşitli dezavantajları da bulunmaktadır. Serbest doku grefti ve otojen kemik greftleri alıcı sahada morbitide ve rezorpsiyona sebep olabilir. Metilmetakrilat ve gözenekli PE ise yabancı cisim reaksiyonuna yol açarak enfeksiyonlara zemin hazırlayabilir (10). Karbonat içerikli kalsiyum fosfat pat ve hidroksiapatit (HA) matriks gibi kemik matrikslerinin işlenebilirliği zayıftır ve bu yüzden ameliyat sırasında şekillendirilmelidir (11).

PMMA dayanımı yüksek olan ve ucuz bir malzemedir. Ancak tepkime esnasında hastalarda yanık oluşturabilecek seviyede ekzotermik reaksiyona girer. Bu sebeple ideal malzeme olduğundan bahsedemeyiz. Kullanılan başka bir malzeme ise titanyum ağlardır. Titanyum ağların defekt bölgesine uyum sağlayacak şekilde biçimlendirilmesi ve uyarlanması kolaydır. Ayrıca enfeksiyon riski açısından oldukça güvenilir bir materyaldir. Dezavantaj olarak ise görüntüleme teknikleri esnasında çoğunlukla artefaktlara sebebiyet verirler. Estetik olarak değerlendirdiğimizde ise fasiyal defektlerde titanyum ağlar ile kozmetik estetik elde edinimi oldukça zordur. Protezi sağlamlaştırmak adına tek başına ya da PE gibi sentetik malzemelerle beraber kullanılabilir. Gözenekli PE inert bir materyaldir ve biyolojik olarak uyumludur. Çoğunlukla fasiyal şekillendirmeler için kullanılır (12).

Özellikle silikon ve akrilik esaslı materyaller obturatör yapımında sık kullanıldığı için karşılaştırılmaktadır. Obturatörün bulb kısmında elastik esaslı materyal kullanımı daha uygundur. Çünkü elastik yapı sert bir yapıya sahip olan akrilik materyale oranla daha fazla tutuculuk sağlar. Üstelik akrilik sertliği itibarıyla daha fazla irritasyon oluşturmaktadır. Silikon esaslı obturatörlerin başka bir avantajı da hafif olmasıdır. Takıp çıkarma kolaylığı sağladığı için bakımı ve temizliği daha kolaydır. Tüm bu olumlu özelliklerine karşı silikon esaslı materyaller zamanla elastikliğini kaybederek sertleşmektedir. Bu durum obturatörün tutuculuğunu olumsuz etkilemektedir (13,14).

### **Kullanılan Güncel Bir Materyal Olarak PEEK**

PEEK, poli-aril ailesine dahil olan yarı kristal yapılı yüksek performanslı termoplastik bir materyaldir (15,16). Doğrusal seyreden polimer zinciri, eter ve keton fonksiyonel gruplarının benzen halkalarının karşı ucunda yerleştiği bir düzende dizilim gösterir. Bu kimyasal yapısı sayesinde yüksek bir termal stabiliteye ve yüksek mekanik performansa sahiptir. PEEK, 143 °C'lik yüksek bir cam geçiş ısısına ve 343 °C yüksek erime sıcaklığına sahiptir (16). Modifiye edilmemiş PEEK doğal ten rengi tonlarındadır (17).

PEEK biyolojik olarak inerttir. Bu özellik materyalin kimyasal olarak stabil olması, oksidasyona uğramaması ve toksik yan ürünlerin açığa çıkmaması için önemlidir (18). Etilen oksit, gama ve buhar sterilizasyonu gibi işlemler materyalin fiziki özelliklerini değiştirmez. Ayrıca kolay steril edilebilmesi en önemli avantajları arasında yer alır (19).

PEEK biyoyumlu bir malzemedir. Klinik uygulamalarda mutajenik ve toksik etkileri olmadığı ve dokuda iltihabi yanıtı neden olmadığı görülmüştür (20). Ayrıca elastik modülünün kemiğe yakın olması çığneme kuvvetlerini absorbe edebileceğini göstermektedir (21). Görüntüleme teknikleri için de idealdir. Radyolüsenttir ve manyetik değildir. X ışını görüntülemelerinde artefaktlara sebep olmaz (16).

İlk olarak 1978'de İngiliz bilimciler tarafından geliştirilmiştir (22). Protetik tedavide implant, geçici abutment, implant destekli barlar, kron ve köprü yapımı gibi birçok alanda kullanımı vardır.

Kimyasal direnci yüksek, yoğunluğu ise düşük biyoinert bir malzemedir (23). Elastik modülü kortikal kemikle yakın değerler gösterdiğinden (3-4 GPa), elastisite modülü 102 GPa olan titanyuma ve yaklaşık 210 GPa olan seramik materyallere kıyasla daha avantajlıdır (24). Yapısına HA ve karbon fiber eklenmesiyle güçlendirilebilir. Bilgisayarlı tomografide ve manyetik rezonans görüntülemede artefaktlara neden olmaması daha doğru yorumlamalara olanak sağlar (25,26). Erime sıcaklığı yüksek olduğundan dolayı termal olarak kararlı ve aromatik yapılıdır. Sterilizasyonda bozunmaması hijyenik bir materyal olmasını sağlar (27).

PEEK materyali fiziksel ve kimyasal olarak kararlı olmasına karşı bir tür işlemlerle yüzey yapısı değişebilir bir materyal olma özelliği sergiler. PEEK'in biyoaktivitesini arttırma amaçlı iyon implantasyonu, elektron ışını biriktirme, vakumlu plazma püskürtme, fiziksel buhar biriktirme ve ark iyon kaplama gibi yöntemler tek başına ya da yüzey kaplama yöntemleri ile kombine edilerek uygulanabilir (25).

PEEK uyumlanabilirliği ve dayanımı yüksek olması itibariyle kompleks maksillofasiyal defektlerin yeniden şekillendirilebileceği özelliklere sahip bir materyal olduğu düşünülmektedir. Modifikasyon yapmak oldukça kolaydır (11).

Olumlu özelliklerine karşı biyoaktivitesi düşüktür ve bu sebeple bakteri kolonizasyonu kolaydır (28,29). Bakteriyel proteinler ve PEEK'in moleküler yapısı arasındaki etkileşimler sonucu periprostetik enfeksiyon oluşum ihtimali artar (30). Aynı zamanda PEEK materyali hidrofobiktir, ıslanabilirliği düşüktür. Materyallere bağlanımını arttırmak için yüzey modifikasyonları yapılması gerekebilir (19).

PEEK malzemesinin ana dezavantajlarından bir diğeri düşük yüzey enerjisidir (31). Çözümü için geleneksel zımparalama, asitle pürüzlendirme, plazma sprey ve lazer pürüzlendirme yöntemleri ile PEEK yüzey enerjisi arttırılabilir (32,33). PEEK biyoaktivite düşüklüğünü ekarte etmek, mekanik ve biyolojik özellikleri iyileştirmek ve yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için, biyoaktif partiküllerle harmanlanabilir. Örnek olarak spin kaplama, gaz plazma dağlama, elektron ışını ve plazma iyonu daldırma implantasyonu yöntemlerden bazılarıdır. Ayrıca PEEK materyaline titanyum dioksit (TiO<sub>2</sub>) ve HA ilavesi sayesinde füzyon ile artan biyoaktivite sağlanabilmektedir (34).

Obturatorlerde kullanımına bakıldığında PEEK obturatör tasarımı en sık kullanılan PMMA ile benzer düşük özgül ağırlığa (1,32 g/cm<sup>3</sup>) sahiptir. Uygulama kolaylığı, kemik ile benzer şekilde esneyebilir olması, kırılma ve çatlama direnci ile kullanılabilir bir materyaldir (35,36). Düşük yoğunluğu sayesinde ağırlığı azaltılmış ve kullanımı kolay obturatör üretimi sağlar (16). PEEK ile imal edilen obturatör klipsleri tutuculuk için yeterli gelmiştir. Sertlik ve dayanımı yüz rekonstrüksiyonu için idealdir. Gözeneksiz ve sert yapısı sayesinde dokuyu taklit edebilen görünümü estetiği sağlamaya yardımcıdır (37,38).

PEEK estetik açıdan çene yüz protezlerinde kullanılan metal kroşe ve iskeletleri ile kıyaslandığında olumlu klinik sonuçlar vermektedir (39,40). Yapılan bir çalışmaya göre PEEK ile restore edilen defekt gruplarında iyileştirilmiş estetik sayesinde toplum içinde konuşma kaygısı, sosyal temas korkusu ve reddedilme endişesi azalmıştır. Hasta görüşleri değerlendirildiğinde PEEK grubunda geleneksel gruba kıyasla hasta memnuniyetinin daha yüksek olduğu ifade edilmiştir (39).

Başka bir çalışmada birbirinden farklı materyaller kullanarak tasarlanan klips-bar sistemli implant tutuculu obturator protezlerin mekanik yanıtı karşılaştırılmıştır. Bu çalışma metal alaşımlara alternatif materyal PEEK ile kobalt-krom (Co-Cr) ve titanyum alaşımlarının mekanik tepkisini karşılaştırmıştır. Diş hekimliğinde kullanılan Co-Cr alaşımının elastik modülü (200 GPa) (41) titanyumun (110 GPa) yaklaşık olarak iki katıdır (42). Materyallerin ikisi PEEK'ten farklı olarak aynı Poisson katsayısına sahiptir. PEEK materyali ise hem elastik modülü hem de Poisson katsayısı olarak sentetik dişlerde kullanılan akrilik rezine daha yakın değerler gösterir. Co-Cr ve titanyum alaşımlarındaki bu farklılık, barlı sisteme etki eden anterior ve posterior kuvvetler sonucunda PEEK'e göre daha fazla stresin oluşmasına neden olur. Üç adet farklı malzemeden bar klipsin simüle edildiği bu çalışmanın sonucuna göre en yüksek stres birikiminin Co-Cr, ikinci olarak titanyum ve en az PEEK barda olduğu gözlenmiştir. Tanoue ve arkadaşlarına göre bu sonuç, PEEK kullanmanın olası bir avantajı olarak düşünülebilir (43).

İmplant destekli rehabilitasyonlarda marjinal kemik kaybı sonucu yivlerin desteksiz kalarak açığa çıkması başta gelen biyolojik komplikasyonlardandır. Frost'a göre kemik rezorbsiyonun başlaması için gerilimlerin 3000 $\mu$  seviyesinin üzerine çıkması gereklidir. Bu değer aşıldığında rezorbsiyon başlar (44). Başka bir çalışmada, millenmiş PEEK bar sistemlerinin çiğneme kuvvetinden bağımsız olarak daha düşük peri-implant deformasyon riski sunduğu bildirilmiştir. Bu durum, PEEK bar sistemlerinin daha az kemik kaybı ile sonuçlanabileceğini düşündürmektedir. İlgili çalışma, millenmiş PEEK bar sistemlerinin peri-implant bölgedeki kemiğin mekanik performansını artırma potansiyeline sahip olabileceğini ortaya koymaktadır (45).

Yükleme bölgesinin konumu fark etmeksizin, PEEK'in iskelet materyali olarak kullanımı implantların etrafındaki kemik gerilimi ve bar yapısındaki stres konsantrasyonunu azaltmak için önerilebilir. Ancak PEEK kullanımının dezavantajına gelecek olursak metalik alaşımlarla kıyaslandığında vidaların gevşeme ve hatta kırılma riskini arttırdığı bilinmektedir (46).

### **Dental İmplant Materyali Olarak PEEK**

Dental implantlarda kullanılan ana malzeme titanyumdur. Çene kemiğinin elastik modülü ile titanyum arasında büyük farklar olması kemikte aşırı yüklenmelere sebebiyet verebilir. Elastik modül kemikte yaklaşık 30 GPa, titanyumda ise 110 GPa civarındadır. Bu doğrultuda, yaklaşık 3-4 GPa düzeyindeki elastik modülü, estetik görünümü ve fonksiyonel uyumluluğu sayesinde PEEK materyali implantolojide potansiyel bir kullanım alternatifi olarak değerlendirilebilir. Ayrıca PEEK'in yapısal

özellikleri, titanyuma kıyasla implant çevresindeki çığneme kuvvetlerinin daha homojen dağılmasına olanak tanıyabilir (47,48).

İmplant olarak kullanabilmek için HA ile PEEK modifikasyonları denenmiştir. HA ile yüzey modifikasyonu yapılan nano boyutlu PEEK materyali, antropoidal kemik ile benzer boyut, konfigürasyon ve kristalliğe sahip 20-40 nm arası yoğun miktarda nano boyutlu parçacık tabakası üretir (49,50). Sonuç olarak PEEK'in biyouyumlu ve iyi osteojenik özelliklere sahip olduğu, bu sayede kemikle iyi bir osteointegrasyon sağladığı gözlenmiştir (51).

Başka bir modifikasyon PEEK implant üzerindeki TiO<sub>2</sub> kaplamalardır. PEEK implant yüzeyine uygulanan TiO<sub>2</sub>, osteojenik hücrelerin adezyonunu ve proliferasyonunu artırarak yeni kemik oluşumunu ve osseointegrasyonu anlamlı şekilde desteklemektedir (52). PEEK aynı zamanda biyofilmlerin yapısını değiştirerek peri-implant enflamasyon olasılığını azaltmıştır (53).

### **PEEK Eklemeli İmalat İle Üretimi Hakkında**

Sağlık uygulamalarında eklemeli imalat son dönemlerde önem kazanmıştır. Üç boyutlu (3B) sanal cerrahi planlamalar, anatomik modellerin üretimi ve hastaya özel defekt protezleri cerrahi yeniliklerin başında gelir. Rekonstrüktif ameliyatlarda PEEK materyali, defekt protezi üretimi için diğer alloplastik malzemelere güvenilir bir alternatif olarak kullanılmaktadır. Bunlardan farklı olarak son dönemlerde, kaynaşmış filament üretimi teknolojisi kullanılarak PEEK protez üretimi de mevcuttur. Bu teknoloji kısaca erimiş malzemenin katman katman biriktirilerek şekillendirildiği bir ekstrüzyon işlemidir. Yapılan bir çalışmada 3B baskılı PEEK iskelet kullanılarak üretilen bir maksilla obturatörünün dijital süreci incelenmiştir. PEEK materyalinin bu teknoloji kullanılarak 3B baskısı, üretimi oldukça zor olan karmaşık tasarımlı yüzeyler için diğer teknolojik yöntemlere kıyasla çok daha başarılı sonuçlar göstermektedir (54).

Geleneksel olarak metal iskeletli olarak üretilen maksiller obturatör protezler, maksillektomi operasyonu sonrasında oral fonksiyonların yeniden sağlanmasında ve yüz estetiğinin iyileştirilmesinde etkili bir çözüm sunmaktadır (55,56). Zor olan ise geleneksel prosedürler ile üst çene obturatörü imalatının çok fazla emek istemesi ve zaman alıcı olmasıdır (57,58). Eklemeli imalat; geleneksel eksiltmeli tekniklere kıyasla zaman tasarrufu, malzeme israfının önlenmesi ve insan gücü kullanımının azaltılması sayesinde daha konforlu bir süreç sunması ile çok daha avantajlı bir hale gelmektedir (59).

3B baskılı metal iskeletler hareketli bölümlü protezlerin imalatı için kullanılmıştır (60). Metal iskeletlerin avantajlarının yanında dezavantajları da bulunmaktadır. Bunların başında yüksek elastik modülü ve zayıf estetik gelmektedir. Ayrıca alerjik reaksiyonlara da neden olabilir (61). 3B baskılı PEEK iskelete sahip maksiller obturator protezin üretimi başarıyla sonuçlanmıştır. Yapılan çalışmalar göz önüne alındığında kalıcı obturatörlerin ağız dokularına uyumu ile olumlu klinik sonuçlar elde edilmiştir. 18 aylık vaka takibi sonucu protezin uyumu, tutuculuğu, estetiği ve konforu ile ilgili



memnuniyet bildirilmiştir. Esnek PEEK klipsler, Co-Cr alaşımı ile kıyaslandığında daha düşük mukavemet göstermesi nedeniyle daha derin (0,5 mm), daha geniş (2 mm) ve daha kalın (1,5 mm) olarak tasarlanmıştır (62). Özetlenecek olursa bu çalışmada 3B baskılı PEEK iskeleti ile maksiller obturator protez üretimi için dijital bir teknik sunulmaktadır.

Başka bir çalışmada ise şiddetli mandibular defekt durumlarına 3B baskı PEEK defekt protezi ve fibula otogrefti kullanarak yeni bir fonksiyonel tasarım yöntemi geliştirmek amaçlanmıştır. Kapsamlı mandibular defekt onarımı için mikrovasküler serbest fibula grefti ile birleştirilmiş 3B baskılı PEEK implantı kullanılarak yeni bir fonksiyonel onarım yöntemi geliştirilmiştir. Mandibular rekonstrüksiyon için kullanılan serbest fibular greftin cerrahi başarı oranı oldukça yüksektir. Ancak buna rağmen fibulanın yetersiz kemik hacmi nedeniyle protezlerdeki başarı oranı yaklaşık %42,9 daha düşüktür. Bu olumsuz durumu tolere etmek amacıyla estetik beklentiye karşılayabilen ve mandibula için iyi bir mekanik destek sağlayabilecek olan 3B baskılı PEEK defekt protezi kullanılmıştır. Özetle 3B baskı PEEK defekt protezi ve fibula grefti kullanarak mandibular defektler için yeni bir fonksiyonel onarım yöntemi denenmiştir. Bu yeni rekonstrüksiyon yönteminin güvenli olduğuna ve yüksek stabiliteye sahip olduğu sonucuna varılmıştır (63).

## **CAD/CAM Destekli Üretim Kullanılarak Rekonstrükte Edilen Kraniyofasiyal Defektlerde Son Gelişmeler**

CAD/CAM teknolojisinin gelişmesiyle daha kesin ameliyat öncesi planlama, hastaya özel defekt protezleri ve kısalan ameliyat süreleri ile kranio-maksillofasiyal defekt rekonstrüksiyonunun yeniden yapılandırılma imkanı doğmuştur. Üretim süreçleri eksiltmeli ve eklemeli üretimi içerir. Yöntem belirlenirken malzeme uyumlanabilirliği, teslim süresi, ve yüzey kalitesi göz önünde bulundurulmalıdır. Kraniyofasiyal deformitelerin birçok önemli sonucu vardır. Anatomik olarak fazlasıyla kompleks bir bölgedir. Kısaca rekonstrüksiyonu zordur. CAD-CAM teknikleriyle, doğru bir rekonstrüksiyona izin veren spesifik ve bireysel bir defekt protezinin prefabrikasyonu mümkündür (64).

İdeal malzeme biyoyumlu, şekillendirilmesi kolay, yüksek mukavemetli, toksik olmayan, ucuz, dayanıklı, radyolüsent ve hafif olmalıdır (65,66). Ancak bu koşulları tamamen karşılayabilecek herhangi bir malzeme yoktur (66). Özellikle kraniyofasiyal rekonstrüksiyonda PEEK materyalinin haricinde PE, titanyum ve HA gibi emilmeyen malzemeler ile poli-DL-laktik asit (PDLLA), polilaktid-koglikolit asit (PLGA) gibi emilebilir malzemelerin kullanımı örnek olarak gösterilebilir. Özellikle orbita tabanının rekonstrüksiyonu için ise PE, gözenekli PE ve ultra yüksek moleküler ağırlıklı PE kullanılır (67,68).

PEEK kranoplasti dahil olmak üzere çeşitli kraniyofasiyal kemik defektlerinin rekonstrüksiyonu için kullanılabilir. BT'de radyolüsenttir. Aynı zamanda düşük termal iletkenlik göstermesi ve hafif olması sebebi ile hastalara çoğu metal içerikli materyale kıyasla daha fazla konfor sunar (69).



HA, kemik dokusu için biyouyumlu bir yapı malzemesi olarak kullanılır (70). Osteokondüktiftir ve emilemez. Sert ve yumuşak dokuları bağlamak için güçlü bir büyüme kapasitesine sahiptir (71). Saf HA'nın viskozitesi düşüktür. Bu sebeple kompleks şekiller oluşturmak zor olabilmektedir. Ancak bu problem CAD/CAM kullanılarak özel olarak imal edilen HA ile çözülebilir (72,73).

Emilebilir defekt protezlerine örnek olarak kullanılan PDLLA ve PLGA yabancı cisim reaksiyonuna neden olabilir (74).

Hastaya özel olarak tasarlanmış PEEK defekt protezleri kullanılarak kraniyofasiyal defektlerin onarıldığı 14 olguluk bir vaka çalışmasında, PEEK materyalinin hem estetik hem de fonksiyon açısından diğer alloplastik materyallere göre daha üstün performans gösterdiği bildirilmiştir. Üstelik komplikasyon oranları da benzerdir. Çalışma sonucuna göre hastada otolog kemik bulunmuyor ise veya maksillofasiyal bölgede büyük ya da kompleks defektleri olan seçili vakalarda PEEK kullanımının bu tür defektlerin rekonstrüksiyonu için en iyi seçeneklerden biri olduğu çıkarılabilir (75).

Başka bir çalışmada ise tümör rezeksiyonundan sonra kranial-orbital rekonstrüksiyon için PEEK implantlarının kullanımından söz edilmiştir. PEEK materyali ideal görüntüleme özelliklerine sahip olduğundan dolayı postoperatif tanıyı kolaylaştırır. PEEK'in yüksek hızlı çapaklarla konturlanması kolaydır bu yüzden tek adımlı rezeksiyon ve rekonstrüksiyon prosedürleri için çok önemli olan geleneksel plak ve vida sistemiyle kolayca sabitlenir. PEEK defekt protezi kraniyofasiyal bölge için kompleks rekonstrüksiyona yardımcı olur. Ancak defektler küçükse, kranyal yüzeyin ve orbital rimlerin kısıtlı bir bölümünü içeriyorsa maliyet faktörü de değerlendirilerek geleneksel yöntemler tercih edilebilir. Planlamanın doğru oluşu ve bilgisayar destekli üretim yöntemleri kullanımı ameliyat esnasında birçok kazanım elde edilebilmesini sağlar. Operasyon süresini kısaltması ve morbidite oranını düşürmesi başlıca örnekleri olarak gösterilebilir (76).

Orbital duvar defektlerinde kullanımına bakacak olursak burada da PEEK defekt protezleri dayanım özellikleri, hızlı ve basit üretim şekli ve biyouyumluluğu ile ön plandadır. PEEK frezelenerek 0.4 mm'den kalın defekt protezi üretimi mümkündür. PEEK önceden bükülerek hazırlanmış plakalarla kıyaslandığında orbita hacim ve şekil düzenlemesinde diğer materyallere oranla daha başarılı bulunmuştur (77).

## SUMMARY / SONUÇ

Mevcut çalışmalar değerlendirildiğinde, maksillofasiyal defektlerin onarımında kullanım için tek bir ideal ya da kusursuz materyalin varlığından söz etmek mümkün görünmemektedir. Ancak PEEK materyali estetik olması, fonksiyonel açıdan uyumlu bulunması ve düşük komplikasyon oranları sergilemesiyle umut vadeden bir konumdadır. Bu nedenle PEEK, maksillofasiyal defekte sahip hastalar



için oldukça iyi bir seçenek olarak güncel materyaller içindeki yerini almıştır. Kullanımı ile daha doğru ve kesin sayılabilecek ameliyat öncesi planlamalar ile hem insan gücünden hem de zamandan tasarruf edilebilmektedir. Çoğu olumlu özelliğine karşılık; sıvı emilimi, zamanla meydana gelen renklenmeye bağlı estetik sınırlamalar, mikrobiyal birikimin tam olarak engellenememesi, malzemeye erişim kısıtlılığı ve üretim sürecinde karşılaşılan mühendislik zorlukları PEEK'in dezavantajları arasında yer almaktadır.

## Acknowledgements / Teşekkürler

*Funding: None*

*Conflict of interest: None*

## References / Referanslar

1. Zafar MS. Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. Polymers. 2020 Oct 8;12(10):2299.
2. Beumer, John, Curtis TA, ADNF Maxillofacial rehabilitation: prosthodontic and surgical considerations. St. Louis;1996
3. Haraguchi M, Mukohyama H, Taniguchi H. A simple method of fabricating an interim obturator prosthesis by duplicating the existing teeth and palatal form. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2006 Jun;95(6):469-72.
4. Ghulam, A. H., & Abdualhadi, N. F Maxillofacial Obturator and Materials. Baghdad: University of Baghdad;2022
5. Gay WD, King GE. Applying basic prosthodontic principles in the dentulous maxillectomy patient. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1980 Apr;43(4):433-5.
6. Kouyoumdjian J, Chalian V. An interim obturator prosthesis with duplicated teeth and palate. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1984 Oct;52(4):560-2.
7. Loibi E, Elangovan S. Two-piece hollow bulb obturator. Indian J Dent Res. 2011;22(3):486.
8. Habib BH, Driscoll CF. Fabrication of a closed hollow obturator. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2004 Apr;91(4):383-5.



9. Caculo SP, Aras MA, Chitre V. Hollow Dentures: Treatment Option for Atrophic Ridges. A Clinical Report. Journal of Prosthodontics. 2013 Apr;22(3):217-22.
10. Maas CS, Merwin GE, Wilson J, Frey MD, Maves MD. Comparison of Biomaterials for Facial Bone Augmentation. Archives of Otolaryngology - Head and Neck Surgery. 1990 May 1;116(5):551-6.
11. Kim MM, Boahene KDO, Byrne PJ. Use of Customized Polyetheretherketone (PEEK) Implants in the Reconstruction of Complex Maxillofacial Defects. Archives of Facial Plastic Surgery. 2009 Jan 1;11(1):53-7.
12. Ali U, Karim KJBA, Buang NA. A Review of the Properties and Applications of Poly (Methyl Methacrylate) (PMMA). Polymer Reviews. 2015 Oct 2;55(4):678-705.
13. Shimodaira K, Yoshida H, Mizukami M, Funakubo T. Obturator prosthesis conforming to movement of the soft palate: A clinical report. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1994 Jun;71(6):547-51.
14. Aladağ Lİ. Sonradan kazanılmış bir maksiller defektin protetik obturasyonu. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi . 2011;(4):122-127.
15. High performance thermoplastic resins and their composites. Ottawa Canada:Sylvie Beland;1990.
16. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. Biomaterials. 2007 Nov;28(32):4845-69.
17. Jones D, Leach D, Moore D. Mechanical properties of poly(ether-ether-ketone) for engineering applications. Polymer. 1985 Aug;26(9):1385-93.
18. Qin L, Yao S, Zhao J, Zhou C, Oates TW, Weir MD, et al. Review on Development and Dental Applications of Polyetheretherketone-Based Biomaterials and Restorations. Materials. 2021 Jan 15;14(2):408.
19. Skirbutis, G, Dzingute, A, Masiliunaite, V, Šulcaite, G, Žilinskas, J. A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. Stomatologija 2017;19:19-23
20. Nieminen T, Kallela I, Wuolijoki E, Kainulainen H, Hiidenheimo I, Rantala I. Amorphous and crystalline polyetheretherketone: Mechanical properties and tissue reactions during a 3-year follow-up. J Biomedical Materials Res. 2008 Feb;84A(2):377-83.
21. Rahmitasari F, Ishida Y, Kurahashi K, Matsuda T, Watanabe M, Ichikawa T. PEEK with Reinforced Materials and Modifications for Dental Implant Applications. Dentistry Journal. 2017 Dec 15;5(4):35.



22. Hearle, Ws J, E. High-performance fibres. England Cambridge: 2001
23. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. Journal of Prosthodontic Research. 2016 Jan;60(1):12-9.
24. Çulhaoğlu Ak, Özkır Se, Türkkal F. Polieter Eter Keton (Peek) Ve Dental Kullanımı. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2019 29(4), 711-718.
25. Ma R, Tang T. Current Strategies to Improve the Bioactivity of PEEK. IJMS. 2014 Mar 28;15(4):5426-45.
26. Lethaus B, Safi Y, ter Laak-Poort M, Kloss-Brandstätter A, Banki F, Robbenmenke C, et al. Cranioplasty with Customized Titanium and PEEK Implants in a Mechanical Stress Model. Journal of Neurotrauma. 2012 Apr 10;29(6):1077-83.
27. Godara A, Raabe D, Green S. The influence of sterilization processes on the micromechanical properties of carbon fiber-reinforced PEEK composites for bone implant applications. Acta Biomaterialia. 2007 Mar;3(2):209-20.
28. Khonsari RH, Berthier P, Rouillon T, Perrin J, Corre P. Severe infectious complications after PEEK-derived implant placement: Report of three cases. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Medicine, and Pathology. 2014 Oct;26(4):477-82
29. Gorth DJ, Puckett S, Ercan B, Webster TJ, Rahaman M, Bal BS. Decreased bacteria activity on Si3N4 surfaces compared with PEEK or titanium. International journal of nanomedicine. 2012;4829-40.
30. Barton , J. A, Sagers , D. R, Pitt & WG. Bacterial adhesion to orthopedic implant polymers.. Journal Of Biomedical Materials Research: An Official Of The Society For Biomaterials And The Japanese Society For Biomaterials, . 1996;30(3):403-410.
31. Noiset O, Schneider YJ, Marchand-Brynaert J. Surface modification of poly (aryl ether ether ketone)(PEEK) film by covalent coupling of amines and amino acids through a spacer arm. Journal of Polymer Science Part A: Polymer Chemistry. 1997;35(17):3779-90.
32. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, vd. Polyetheretherketone a suitable material for fixed dental prostheses? J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2013;101(7):1209-1216.



33. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hämmerle CHF, Fischer J. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dent Mater.* 2010;26(6):553-9.
34. Najeeb S, Khurshid Z, Matinlinna JP, Siddiqui F, Nassani MZ, Baroudi K. Nanomodified Peek Dental Implants: Bioactive Composites and Surface Modification—A Review. *International Journal of Dentistry.* 2015;2015:1-7.
35. Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening J, von Foerster G. Polyetheretherketone—cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials.* 2002 Apr;23(8):1749-59.
36. Rivard CH, Rhalmi S, Coillard C. In vivo biocompatibility testing of PEEK polymer for a spinal implant system: a study in rabbits. *J Biomed Mater Res* 2002;62:488-98.
37. Scolozzi P, Martinez A, Jaques B. Complex orbito-fronto-temporal reconstruction using computer-designed PEEK implant. *J Craniofac Surg.* 2007;18:224–228.
38. Kim MM, Boahene KD, Byrne PJ. Use of customized polyetheretherketone (PEEK) implants in the reconstruction of complex maxillofacial defects. *Arch Facial Plast Surg.* 2009;11:53–57.
39. Sharaf MY, Eskander AE, Ibrahim SI. Evaluation of patients satisfaction of attachment retained PEEK versus clasp retained obturators in unilateral total maxillectomy (RCT). *Egypt Dent J.* 2018; 64 (01) 93-102
40. Vaddamanu SK, Alhamoudi FH, Chaturvedi S, Alqahtani NM, Addas MK, Alfarsi MA, Elmahdi AE. Retentive Forces and Deformation of Fitting Surface in RPD Clasp Made of Polyether-Ether-Ketone (PEEK). *Polymers.* 2023;15(4), 956.
41. Hama Suleiman S, Vult von Steyern P. Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. *Acta Odontologica Scandinavica.* 2013 Sep;71(5):1280-9.
42. Elias CN, Fernandes DJ, Souza FMd, Monteiro EdS, Biasi RSd. Mechanical and clinical properties of titanium and titanium-based alloys (Ti G2, Ti G4 cold worked nanostructured and Ti G5) for biomedical applications. *Journal of Materials Research and Technology.* 2019 Jan;8(1):1060-9.
43. Tanoue M, Kanazawa M, Takeshita S, Minakuchi S. Effects of clip materials on stress distribution to maxillary implant overdentures with bar attachments. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2016 Mar;115(3):283-9.



44. Frost , HM. A 2003 update of bone physiology and wolff\'s law for clinicians. The Angle Orthodontist. 2004;74.1:3-15.
45. Abdraboh A, Elsyad M, Mourad S, Alameldeen H. Milled Bar with PEEK and Metal Housings for Inclined Implants Supporting Mandibular Overdentures: 1-Year Clinical, Prosthetic, and Patient-Based Outcomes. Int J Oral Maxillofac Implants. 2020 Sep;35(5):982-9.
46. Villefort RF, Tribst JPM, Dal Piva AMDO, Borges AL, Binda NC, Ferreira CEDA. Stress distribution on different bar materials in implant-retained palatal obturator. PLOS ONE. 2020 Oct 30;15(10):e0241589.
47. Meningaud J, Spahn F, Donsimoni J. After titanium, peek? Revue de Stomatologie et de Chirurgie Maxillo-faciale. 2012;113(5):407-10.
48. Schwitalla AD, Spintig T, Kallage I, Müller W. Flexural behavior of PEEK materials for dental application. Dental Materials. 2015 Nov;31(11):1377-84.
49. Johansson P, Jimbo R, Kozai Y, Sakurai T, Kjellin P, Currie F, et al. Nanosized Hydroxyapatite Coating on PEEK Implants Enhances Early Bone Formation: A Histological and Three-Dimensional Investigation in Rabbit Bone. Materials. 2015 Jun 25;8(7):3815-30.
50. Johansson P, Barkarmo S, Hawthorn M, Peruzzi N, Kjellin P, Wennerberg A. Biomechanical, histological, and computed X-ray tomographic analyses of hydroxyapatite coated PEEK implants in an extended healing model in rabbit. J Biomedical Materials Res. 2018 May;106(5):1440-7.
51. Ling-Yu , I. L, Cong-Ying , U. ZHO, Jie , I. WE, ve ark. Quantitative analysis of nfa/PEEK implant interfaces in beagle dogs.. Shanghai Journal Of Stomatology. 2014;23(2):166-171
52. Schwitalla AD, Spintig T, Kallage I, Müller W. Pressure behavior of different PEEK materials for dental implants. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2016 Feb;54:295-304.
53. Mishra S, Chowdhary R. PEEK materials as an alternative to titanium in dental implants: A systematic review. Clin Implant Dent Rel Res. 2019 Feb;21(1):208-22.
54. Honigmann P, Sharma N, Okolo B, Popp U, Msallem B, Thieringer FM. Patient-Specific Surgical Implants Made of 3D Printed PEEK: Material, Technology, and Scope of Surgical Application. BioMed Research International. 2018;2018:1-8.
55. Brandão TB, Vechiato Filho AJ, de Souza Batista VE, de Oliveira MCQ, Santos-Silva AR. Obturator prostheses versus free tissue transfers: A systematic review of the optimal approach to improving



the quality of life for patients with maxillary defects. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2016 Feb;115(2):247-253.e4.

56. Semple CJ, Rutherford H, Killough S, Moore C, McKenna G. Long-term impact of living with an obturator following a maxillectomy: A qualitative study. Journal of Dentistry. 2019 Nov;90:103212.
57. Omondi B, Guthua S, Awange D, Odhiambo W. Maxillary obturator prosthesis rehabilitation following maxillectomy for ameloblastoma: Case series of five patients. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2005 Mar;93(3):244.
58. Keyf F. Obturator prostheses for hemimaxillectomy patients. J of Oral Rehabilitation. 2001 Sep;28(9):821-9.
59. Bhargav A, Sanjairaj V, Rosa V, Feng LW, Fuh YH J. Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. J Biomed Mater Res. 2018 Jul;106(5):2058-64.
60. Zhang Y, Luo J, Zhang Y, Wu J. Rehabilitation for a scleroderma patient with severe microstomia using digital and conventional methods. The Journal of the American Dental Association. 2020 Sep;151(9):684-90.
61. Hiyasad AS, Darmani H. The effects of recasting on the cytotoxicity of base metal alloys. J Prosthet Dent 2005; 93:158-163.
62. 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. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2014 Sep;112(3):680-2.
63. Kang J, Zhang J, Zheng J, Wang L, Li D, Liu S. 3D-printed PEEK implant for mandibular defects repair - a new method. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2021 Apr;116:104335.
64. Ahmed KS, Ibad H, Suchal ZA, Gosain AK. Implementation of 3D Printing and Computer-Aided Design and Manufacturing (CAD/CAM) in Craniofacial Reconstruction. Journal of Craniofacial Surgery. 2022 Sep;33(6):1714-9.
65. Owusu JA, Boahene K. Update of patient-specific maxillofacial implant. Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery. 2015 Aug;23(4):261-4.



66. Rubin , J. P, AMJY. Complications and toxicities of implantable biomaterials used in facial reconstructive and aesthetic surgery: a comprehensive review of the literature. Plastic And Reconstructive Surgery. 1997;1:1336-1353.
67. Aydin S, Kucukyuruk B, Abuzayed B, Aydin S, Sanus GZ. Cranioplasty: Review of materials and techniques. Journal of Neurosciences in Rural Practice. 2011 Jul;02(02):162-7.
68. Ridwan-Pramana A, Wolff J, Raziei A, Ashton-James CE, Forouzanfar T. Porous polyethylene implants in facial reconstruction: Outcome and complications. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery. 2015 Oct;43(8):1330-4.
69. Punchak M, Chung LK, Lagman C, Bui TT, Lazareff J, Rezzadeh K, et al. Outcomes following polyetheretherketone (PEEK) cranioplasty: Systematic review and meta-analysis. Journal of Clinical Neuroscience. 2017 Jul;41:30-5.
70. Tesavibul P, Chantawerod S, Laohaprapanon A, Channasanon S, Uppanan P, Tanodekaew S, et al. Biocompatibility of hydroxyapatite scaffolds processed by lithography-based additive manufacturing. BME. 2015 Oct 21;26(1-2):31-8.
71. Garagiola U, Grigolato R, Soldo R, Bacchini M, Bassi G, Roncucci R, et al. Computer-aided design/computer-aided manufacturing of hydroxyapatite scaffolds for bone reconstruction in jawbone atrophy: a systematic review and case report. Maxillofac Plast Reconstr Surg. 2016 Dec;38(1)
72. Zhang L, Shen S, Yu H, Shen SG, Wang X. Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Hydroxyapatite/Epoxy Acrylate Maleic Compound Construction for Craniomaxillofacial Bone Defects. Journal of Craniofacial Surgery. 2015 Jul;26(5):1477-81.
73. Figliuzzi M, Mangano FG, Fortunato L, De Fazio R, Macchi A, Iezzi G, et al. Vertical Ridge Augmentation of the Atrophic Posterior Mandible With Custom-Made, Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing Porous Hydroxyapatite Scaffolds. Journal of Craniofacial Surgery. 2013 May;24(3):856-9.
74. Xue AS, Koshy JC, Weathers WM, Wolfswinkel EM, Kaufman Y, Sharabi SE, et al. Local Foreign-Body Reaction to Commercial Biodegradable Implants: An in Vivo Animal Study. Craniomaxillofacial Trauma & Reconstruction. 2014 Mar;7(1):27-33.
75. Alonso-Rodriguez E, Cebrián J, Nieto M, Del Castillo J, Hernández-Godoy J, Burgueño M. Polyetheretherketone custom-made implants for craniofacial defects: Report of 14 cases and review of the literature. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery. 2015 Sep;43(7):1232-8.



76. Gerbino G, Zavattero E, Zenga F, Bianchi FA, Garzino-Demo P, Berrone S. Primary and secondary reconstruction of complex craniofacial defects using polyetheretherketone custom-made implants. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2015 Oct;43(8):1356-63.
77. Chepurnyi Y, Chernogorskyi D, Kopchak A, Petrenko O. Clinical efficacy of peek patient-specific implants in orbital reconstruction. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. 2020 Apr;10(2):49-53.