

## Bölüm 8

# MATERYAL GELİŞİMİ VE ÇENE YÜZ PROTEZLERİNE ETKİSİ

Ahmet KULA<sup>1</sup>

Arzu ATAY<sup>2</sup>

### GİRİŞ

Maksiller defekte sahip hastalarımız; estetik, fonksiyon, psikolojik ve sosyal birçok problemle baş başa kalarak hayat kaliteleri ciddi anlamda etkilenmektedir. Bu hastaların tedavisi emek ve tecrübe gerektiren bir sürece dayanmaktadır. Farklı tedavi alternatifleri ile birlikte her bir tedavinin avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Cerrahi tekniklerin yetersiz kaldığı durumlarda protetik tedavi en iyi tedavi seçeneği olarak öne çıkmaktadır. Protetik tedavinin başarısı, doğru materyalleri hastaya uygun şekilde planlayıp, kısa sürede uygulamaya bağlıdır. Genel olarak çene yüz protezleri restoratif ve tamamlayıcı olarak ikiye ayrılmaktadır. Restoratif tedaviler; kaybolan kemik doku ve konturunun yerine koyarak tedavi etmektedir. Konumlarına göre internal, eksternal; bukkal, fasial, oküler bölgelerde uygulanabilmektedir. Tamamlayıcı tedaviler ise plastik cerrahiye yardımcı olmak ve radyoterapi seanslarının ardından hastanın konfor ve fonksiyonlarının kaybını önlemek amacıyla yapılabilmektedir.

### ÇENE YÜZ PROTEZLERİNDE KULLANILAN MATERYALLER

Çene yüz protezlerinde standart kullanım onayı için materyallerde bulunması gereken özellikler ve belirlenen şartlar; biyouyumluluk, dokular için uyumlu renkte olması veya boyanabilmesi sonrası istenilen rengin elde edilebilmesi, ideal şeffaflık, yumuşak dokuya yakın esneklik, düşük ısı geçirgenliği, düşük ağırlık, işlenebilirlik ve kalıplanabilirlik, uygulama kolaylığı, temizlenebilir, kopyalanması kolay olmalıdır. Ayrıca maliyeti düşük ve toksik olmaması gibi

<sup>1</sup> Öğr. Gör. Dr., Bahçeşehir Üniversitesi, İstanbul, Protetik Diş Tedavisi AD, ahmet.kula@bau.edu.tr

<sup>2</sup> Prof. Dr., Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi şirketinde AD, arzu.atay@sbu.edu.tr

önemli faktörler de eklenince halen daha ideal çene yüz protez materyalleri için gelişmeler güncel teknoloji ışığında devam etmektedir.

### **Akrilik Rezin**

Polimetil metakrilat tozu ve metil metakrilat likidi içeren akrilik rezinler eski tarihlerden itibaren çene yüz protez materyali olarak sıklıkla kullanılmıştır (1,2).

Tamir kolaylığı, yüksek dayanıklılığı, uzun raf ömrü ve düşük maliyet gibi avantajlarının yanı sıra polimerizasyon sırasında hidrofilik yapısı, polimerizasyon büzülmesi dolayısıyla boyutsal stabilite göstermektedir (3,4). Ayrıca fonksiyonel hareketlerin fazla olduğu bölgelerde irritasyona neden olmaktadır (5).

### **Akrilik Ko-Polimerler**

Yumuşak ve elastik yapıya sahip polimerizasyonu kolay bir materyaldir. Kenar adaptasyonları düşüktür, güneş ışığı karşısında yüksek bozunma göstermektedir, tamamlanan protez renk değişimine yatkındır ve akrilik ko-polimerler iç boyamaya uygun değildir. Yetersiz fiziksel özellikleri dolayısıyla yaygın kullanılmamaktadır (4).

### **Polivinil Klorid Ko-Polimer**

Polivinil klorid ve plastikleştiricilerin kombinasyonu şeklinde oluşan materyalle %5 ile %20 arasında vinil asetat ilave edilmesiyle güncel halini almıştır (4). Kolay renklendirilebilme, ideal esneklik gibi istenen özelliklerinin yanında polimerizasyonunda ve kullanımında toksik etkiler ortaya çıkarması, protez sertliğinin ve renginin kolay bozulması, kenar adaptasyonunda bozulma meydana gelmesi gibi istenmeyen özellikleri mevcuttur. Fiziksel özelliğindeki hızlı bozulmalar dolayısıyla yaygın olarak kullanılmamaktadır (2,6).

### **Klorlü Polietilen**

Lewis ve Castleberry isimli araştırmacılar; polivinil kloride benzer yapıda ve yağlı boyalar ile boyanmasına izin veren materyaller olarak tanımlamıştır (7). İç boyama yapılabilmesi, daha yüksek kopma dayanımı ve kısıtlı zamanda, daha az maliyetle üretilebilme gibi avantajlara sahiptir. Daha zor üretilebilmesi ve yapım esnasında deformasyonlar gösterebilmesi, renk stabilitesinin az olması da negatif özelliklerindedir (5).

## **Poliüretan Elastomerler**

Poliüretan elastomerler; hidroksil ile biten bir polimerin oluşturduğu reaktan, izosiyanat ile sonlanan bir katalizör ve üretan bağlantısı içermektedir. Reaktan miktarındaki değişiklik fiziksel özelliklerinin çeşitlenmesine neden olmaktadır. Elastikiyeti ve renklendirilmesi mükemmeldir, fakat yapısındaki izosiyanat grubu su ile kontamine olarak yapıda hava kabarcıklarına yol açmaktadır. İç poröziteye sebep olan bu boşluk dokularda lokal tahriş oluşturmaktadır (4,5).

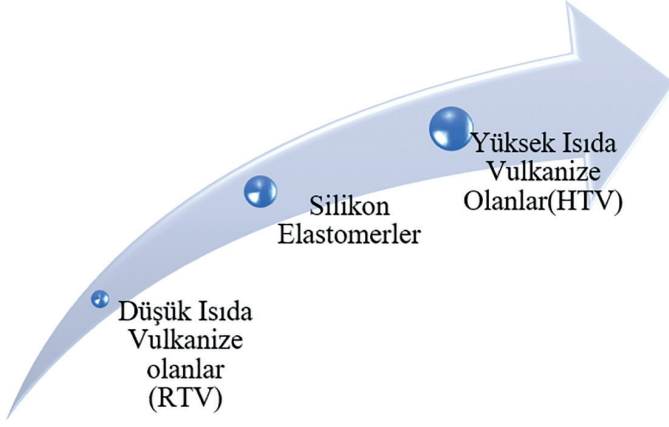
## **Silikon Elastomerler**

1960 yılında çene yüz protezlerinde silikon materyalini ilk defa kullanan Barnhart'tır (8). Tıp alanında silikon, polidimetil siloksan (PDMS) türevleri ve içelikleri için kullanılmaktadır. Silikonlar polidimetil siloksan içeren organik ve inorganik yapıda bir materyaldir. Çene yüz protezlerinde en çok tercih edilen materyaller silikon elastomerlerdir. Polidioksanlar termal bozunmaya karşı dirençli yapısı ve oksidatif özellikleri sayesinde -50°C ile +70°C arasında fiziksel özelliklerini muhafaza etmektedir (5,9). Silikon elastomerlerin yapısının plastik formdan elastik forma geçişi vulkanizasyon olarak tanımlanmaktadır. Vulkanize ajanlar ve antioksidanlar kullanılarak polimer yapıların çapraz bağlanmasıyla güçlü bir iskelet yapı oluşturması vulkanizasyon ile gerçekleşmektedir.

Vulkanizasyon; kauçuk materyalinin kükürtün hızlandırıcı ve aktive edici özelliğinden yararlanılarak 140–160°C'de gerçekleşen kimyasal bir işlemdir (2,6). Bu işlem, uzun kauçuk molekülleri arasında çapraz bağların; geliştirilmiş elastikiyet, esneklik, gerilme mukavemeti, viskozite, sertlik ve hava koşullarına dayanıklılık elde etmek için yapılmaktadır. Polimerizasyon, monomer bileşenlerinin kimyasal yolla bir araya gelip daha yüksek molekül ağırlıklı polimerleri oluşturduğu reaksiyon olarak isimlendirilmektedir (1). Uzun zincirli polimerler belirli bölgelerden birbirine bağlanarak sağlam bir iskelet yapı meydana getirmektedir. Silikonların güçlü fiziksel yapıları, temelindeki silikon-oksijen bağlarının yapısına kazandırdığı özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Silikon-oksijen bağı organik polimerlerin karbon-karbon bağından daha güçlü olduğu için silikonlar oksidasyona karşı direnç göstermektedir (10). Silikonun yapısına dayanıklılığını arttırmak için çeşitli doldurucuların eklenmektedir. Eklenen renk maddeleri ile silikonun farklı renklerde elde edilebilmesi sağlanmaktadır.

Antioksidanlar ve vulkanize ajan ilavesiyle plastik yapıdan elastik forma geçiş sağlanmaktadır (2). Translütent yapısı sayesinde estetik özellikleri yüksektir. Silikonlar su sevmeyen yapısı dolayısıyla vücut sıvıları ile düşük etkileşim

göstermektedir. Işık, nem gibi faktörler silikon üzerinde negatif etki bırakarak yenilenme ihtiyacı ortaya çıkarmaktadır (5,6,11). Yüksek ısıda vulkanize olanlar (HTV) ve oda ısısında vulkanize olanlar (RTV) olmak üzere 2 temel yapıdadır (Şekil 1) (5,6,12).



Şekil 1. Silikon elastomer sınıflandırılması

### ***Oda Sıcaklığında Vulkanize Olan Silikonlar***

Çene yüz protez yapımında ilk akla gelen ve en sık kullanılan elastomerik materyaldir. Oda sıcaklığında vulkanize olan silikonlar kimyasal yapılarına göre 2 ye ayrılmaktadır. Silikon içerisindeki çapraz bağ reaksiyonuna göre, kondensasyon tipi reaksiyon ve ilave tipi reaksiyon şeklindedir. Oda sıcaklığında vulkanize silikonlar ilave tip silikon ölçü maddeleriyle polimerizasyon reaksiyonu açısından benzemektedir. Benzerlikleri vinil ve hidrit siloksan içeriği, kloroplatinik asit ile katalizasyonu ile sağlanmaktadır (5).

Oda sıcaklığında vulkanize olan silikonlar biyolojik olarak inert yapıdadır, çok iyi renk stabilizasyonuna sahiptir ve işlenmesi kolaydır (2). Vizközite ve akışkanlık özellikleri iyidir (2). Protezin özellikle doku ile birleşiminde renk geçişi ve defekt bölgesinin kamufle edilmesi için gerekli olan translüsent yapının elde edilmesi imkânı sağlamaktadır.

Silikonlar tamir edilememektedir. Bozunma reaksiyonları göstermektedir. Yeterli kenar dayanıklılığı yoktur (2).

### ***Yüksek Isı ile Vulkanize Olan Silikon Elastomerler***

RTV silikonlar opak renkte macun kıvamında vizkoz materyallerdir (6). İlave reaksiyon tipi vulkanizasyon sonucu meydana gelmektedir. 180°C ile 220°C sıcaklıkta 30 dakika metal kalıpta basınç altında vulkanize olmaktadır (5).

Matriks ve dolgu partiküllerinin oranları değiştirilerek farklı fiziksel özellikler elde edilebilmektedir. Opaklaştırıcı materyallerin eklenmesi silikonun saydamlığının bozulmasına neden olmaktadır. RTV silikonlar inert materyallerdir ve biyouyumlulukları çok iyidir. Renk stabilitesi ve kimyasal yapı açısından kararlı yapıdadır (4,6). RTV silikonların özellikleri HTV silikonlar kadar iyi değildir (5,6).

Son yıllarda kullanılan çene yüz protez silikonlarına örnek olarak; Silastik 382, 399, MDX 4-4210, Silastik 891, Cosmesil, Faktör II (A-2186), Multisil, Episil verilebilir (4-6,13).

Silastik 382 ve Silastik 399; biyolojik olarak inert, vizküz ve renk stabilitesi yüksektir. RTV silikonlara göre daha çok işlem basamağı içermektedir. Düşük elastikiyet göstermesi, kenar dayanıklılığının zayıf olması, opak ve cansız görünmesi, güneş ışığı, UV ve nemden etkilenmesi gibi dezavantajları mevcuttur (4-6,13).

MDX 4-4210 daha iyi kenar dayanıklılığı ve renk stabilitesi sergilemektedir. İçeriği değiştirilerek opasitesi düşürülmüştür, diğer silikon çeşitleri kadar opak değildir (4). İlave tip reaksiyonla polimerize olmaktadır ve polimerizasyonunda yan ürün oluşturmaktadır. Biyouyumlu, toksisitesi düşük, kenar dayanıklılığı yüksek ince kenarlı protez yapımına izin veren, yırtılma direnci yüksek, insan cildine yakın dokusu ve sertliği sebebiyle en çok tercih edilen, en popüler silikon materyalidir (2,13).

Silastik 891; medikal adeziv olarak kullanılmaya başlamıştır. A tipi silikon ile benzer fiziksel özelliklere sahiptir (14). Renklendirmeye uyumludur. Vulkanizasyon sırasında yan ürün olarak asetik asit meydana gelmektedir ve asetik asitle reaksiyon gelişebileceği için reaksiyonun kalıp altında gerçekleşmesi kontraendikedir (4,14).

Cosmesil; değişken sertlik derecelerine sahip bir RTV silikondur. Wolfard tarafından geliştirilmiştir (15). UV karşı dayanıklı yırtılma dayanımı yüksek, esnek ve biyouyumlu bir materyaldir. Cosmesil M511'in vulkanizasyonu 100°C'de 1 saatlik bir sürede gerçekleşir. İlave tip reaksiyon ile polimerize olmaktadır. Cosmesil M522 kondensasyon tipi reaksiyonu ile oda sıcaklığında 1 saatte polimerizasyonu tamamlanmaktadır.

Faktör II; RTV ve HTV silikonlara göre daha elastik ve yüksek yırtılma direncine sahiptir. Biyouyumluluğu yüksektir. İşlenmesi, uygulanması kolaydır (16).

### **Polietereterketon**

Polietereterketon (PEEK) yarı kristal yapıda polisiklik aromatik bir polimerdir. Poliariletertonketon (PAEK) ailesinden gelmektedir (17,18). Kimyasal formülü; -oksi-1,4-fenilen-oksi1,4-fenilen-karbonil-1,4-fenilen- şeklindedir. 1978 yılında İngiliz araştırmacılar tarafından geliştirilip endüstriyel uygulamalar için kullanılmaya başlanmıştır (19). PEEK; oksijen, karbon, hidrojen atomlarından oluşup tekrarlayan bir keton ve iki eter molekülünden meydana gelmektedir. Bu kimyasal yapı güçlü fiziksel özellikler göstermektedir ve yüksek sıcaklık dahil kararlı yapısını korunmasına ve aşınmaya karşı dirençli olmasını sağlamaktadır.

PEEK beyaz renkte radyolüsent sert bir malzemedir. Alerjik değildir ve plak affinitesi düşüktür. Bükülme dayanımı 140-170 MPa, yoğunluğu 1300 kg/m<sup>3</sup>, termal iletkenliği 0,29 W/mK'dir (18,20). PEEK'in mekanik özellikleri buharlı sterilizasyon, gama ışınli ve etilen oksitle yapılan sterilizasyonda değişmemektedir. PEEK Young elastiklik modülü 3-4 GPa'dır (150, 151). Bu elastiklik değeri ile insan kemiği, mine ve dentine yakın mekanik özelliklere sahiptir. PEEK iç yapısı karbon fiber, cam fiber, %30 oranında baryum fosfat (BaPO<sub>4</sub>) veya titanyum dioksit (TiO<sub>2</sub>) gibi doldurucu materyal ilavesiyle kolaylıkla modifiye edilebilmektedir. Karbon fiber takviyeli (CFR-PEEK) ve cam fiber takviyeli (GFR-PEEK) kompozitleri geliştirilmiş; elastik modül Cfr-Peek için 18 GPa, Gfr-Peek için 12 GPa'ya kadar yükseltilmiştir (18,19).

PEEK kemik dokularına yakın elastiklik modülü, metal korozyonuna neden olmaması, biyouyumluluğu, anti alerjik özelliği, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli imalat (CAD-CAM) veya klasik yöntemle üretilebilme imkânı, plak adaptasyonunun düşük olması gibi özellikleri ile güncel protetik materyaller arasına girmiştir (17-20).

PEEK; hareketli bölümlü protezlerde, implant materyali olarak, implant üstü overdenture protezlerde, implant üstü hareketli protezlerde altyapı materyali olarak, kanal içi post materyali olarak, endokron, indirek restoratif uygulamalar, orotodontik braketter, kemik ogmentasyon uygulaması, sabit ve hareketli yer tutucular, kron ve köprüler, maksillofasiyal defekti olan hastalarda başarılı bir şekilde uygulanmaktadır (Şekil 2) (17-20).

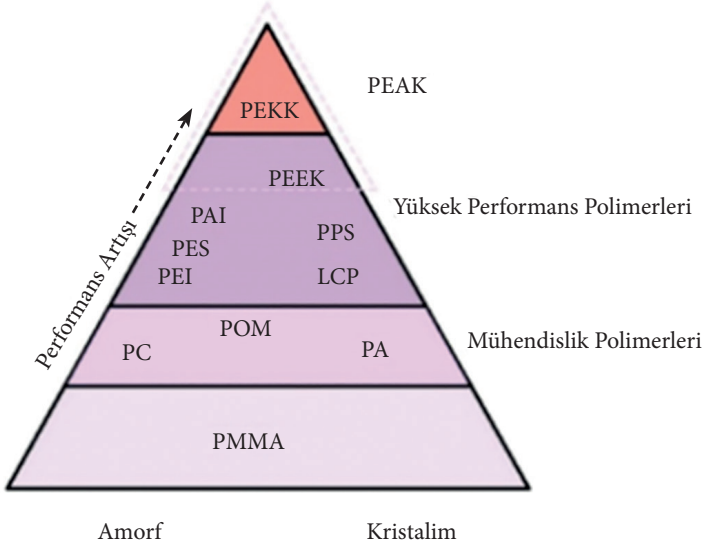


Şekil 2. PEEK'in diş hekimliğinde kullanım alanları

### **Polieterketonketon**

Polieterketonketon (PEKK) PAEK ailesinin bir üyesi olup, dental uygulamalar üzerine geliştirilen aromatik zincire bağlı karbonil ve eter gruplarına sahip yarı kristalize, doğrusal yapıda, yüksek performanslı termoplastik bir polimerdir (22). İçeriğine keton grubu eklenmesiyle yapısında hem keton hem de eter grubu barındırmaktadır. Üstün mekanik ve fiziksel özelliklere sahiptir. Polimerler arasında en yüksek performans değerine sahiptir (22,23).

PEKK kristalin ve amorf iki farklı yapıda bulunabilmektedir. Kristalin yapıdaki PEKK, amorf yapıdaki PEKK'e göre daha üstün fiziksel ve mekanik özelliklere, sertliğe ve kimyasal dirence sahiptir (22,24). Amorf yapıdaki PEKK'ten üretilen materyaller, daha elastik materyallerdir ve üretim aşamaları daha basittir. Bu nedenle sabit protezlerde kristalin yapıdaki PEKK tercih edilmesi, hareketli protezlerde ise amorf yapıda PEKK kullanımı önerilmektedir (24).



Şekil 3. Polimerlerin performans gelişimi

PEKK, PEEK'ten %80 daha fazla baskı dayanıklılığı göstererek PAEK ailesi içerisinde en iyi mekanik özelliklere sahip polimerdir. Protetik tedavinin başarısını doğrudan etkileyen zorlu biyomekanik sınırları karşılamaktadır. Hastalar için hafif, insan kemiğine benzer karakteristik özellikleri ve şok absorpsiyonu implant tedavileri için yeterli estetik ve hasta beklentilerini eksiksiz karşılayabilen materyal olmasını sağlamaktadır.

PEKK'in elastik modülü dentinin elastiklik değerinden küçük, kemiğin elastik modülüne çok yakındır (25,26). Fiziksel özellikleri bakımından dentine benzemektedir. PEEK klasik yöntemle preslenerek ve CAD-CAM ile üretilebilmektedir (18–20,23).

PEKK yüksek ısı karşısında stabildir, iç yapısında bozunma meydana gelmemektedir. Polimerler arasında en son gelişmeleri içeren PEKK protetik tedavi için en güncel materyallerden biridir.

## Titanyum

18.yy da keşfedilen reaktif bir element olan titanyum saf elde edilmesi imkansız bir metal olarak tanımlanmaktadır. Dünyada rezerv kapasitesi açısından titanyum, demir ve magnezyumdan sonra en fazla rezerve sahip elementtir. Saf titanyum, Dr. Wilhelm Kroll tarafından açıklanan "Kroll process" yöntemiyle



titanyum cevherinin, karbon ve chlorine bulunan ortamda ısıl işleme tabi tutulmasıyla elde edilmektedir (27–31). Bu işlemle elde edilen titanyum klorür ( $TiCl_4$ ), titanyum öncülünü elde etmek için erimiş sodyumla indirgenir. Yumuşak haldeki titanyum öncülü ise, basınç altında veya argon ortamında eritilip birleştirilerek titanyum ingotlar elde edilmektedir (27–30).

Saf titanyumun kimyasal birleşiminde nitrojen, karbon, hidrojen, demir, oksijen elementleri bulunmaktadır. Saf titanyum yapısındaki oksijen ve demir içeriğine göre Grade 1, Grade 2, Grade 3 ve Grade 4 olmak üzere 4 şekilde bulunabilir (32).

Titanyum  $885^\circ C$ 'nin üstünde yapısal değişiklik gösteren ve body-centered cubic (BCC) yapısına ( $\beta$  fazına) dönüşen, düşük sıcaklıklarda ise sıkı paketli altıgen yapı  $\alpha$  fazında bulunan bir elementtir. Bu yapısal geçiş, titanyumun  $\alpha$ ,  $\alpha'$ 'ya yakın,  $\beta$  /  $\alpha$  ve  $\beta$  olmak üzere dört farklı faz kombinasyonunu meydana getirmektedir (164). Altıgen yapıda sıkı paketli  $\alpha$  fazında oksijen, nitrojen ve karbon elementleri daha fazla çözünürlükte bulunmaktadır,  $\alpha$  stabilizasyonuna katkıda bulunur ve solid haldeki yapıyı titanyuma dönüştürmektedir.  $\beta$  fazında molibden, kobalt, nikel, niobiyum, bakır, palladium ve vanadium stabilize edici elementlerdir ve allotropik dönüşüm sıcaklığını düşürmektedir.  $\beta$  fazlı titanyum alaşımlar daha kırılma fakat daha dirençli yapıdadır (160,164–166).

Yüzey gerilim özellikleri, büyük oranda oksijen içeriği ile orantılıdır. Oksijen içeriği, esneklik ile ters orantılı olmasına karşın gerilim stresleri ve sertlik ile doğru orantılıdır (28–30,33). Titanyum ve alaşımları diğer alternatif malzemelere göre daha üstün mekanik özelliklere sahiptir. Titanyumun elastiklik katsayısı kemiğe yakın değerler sergilemektedir (30,34).

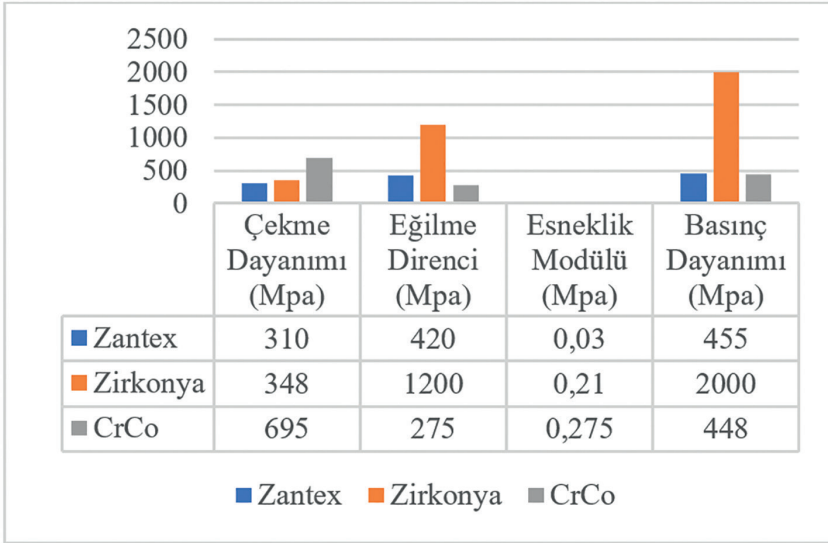
Korozyon, metal ve metal alaşımların aşınma veya oksitlenme durumu, elementi oluşturan bileşiklerin çevre dokulardan uzaklaşmasına, metal veya alaşımların çevrenin etkisiyle kimyasal veya elektrokimyasal reaksiyonlar sonucu kısmen ya da total anlamda yapısal bozulmalarına veya özelliklerinde istenmeyen değişikliklerin meydana gelmesi olarak tanımlanmaktadır (35). Korozyona karşı, yapının gösterdiği direnç, biyouyumluluk açısından materyallerin sahip olduğu en önemli özelliklerdendir. Protetik tedavinin uzun süren başarısını, yapısında veya altyapısında meydana gelen korozyon ve korozyonun sebep olduğu durumlar primer olarak etkilemektedir. Titanyum, yüzeyinde sahip olduğu solid oksijen tabakası sayesinde korozyona karşı direnç göstermektedir. Bu oksit tabakası asit atakları, termal ve kimyasal etkilere karşı bariyer görevi görmektedir. Oksit tabakası hava ve su varlığında tekrar oluşma kapasitesine

sahiptir bu özellikler titanyumun biyoyumluluğuna ve mekanik özelliklerine katkı sağlamaktadır (34,36–38). Titanyum kemik ile yüksek osseointegrasyon ve üzerinde hidroksiapatite benzer şekilde kalsiyum fosfattan zengin bir tabaka oluşturmaktadır (35).

Diş hekimliğinde titanyum; ortodontik tellerde, sabit ve hareketli protetik tedavilerde, endodontik döner aletlerde, dental implant materyali olarak ve implant yüzeyinin kaplamasında kullanılmaktadır (35).

### Zantex

Zantex, çok yoğun bir cam elyaf ağı ile güçlendirilip üç boyutlu şekillendirilen yüksek performanslı bir kompozit polimer matriksinden üretilmiştir(39). Diş hekimleri tarafından kısmen veya tamamen dişsiz hastaların protetik restorasyonları için ek mekanik direnç sağlayan altyapı veya protetik materyal imalatında kullanılması hedeflenmiştir. Yoğunluğu görece düşük bir değer 1,9 g/cm<sup>3</sup> olmasına rağmen Zantex hem yüksek gerilme mukavemeti hem de yüksek bükülme ve basınç özellikleri göstermektedir (Şekil 4).



Şekil 4. Materyallerin fiziksel özelliklerin karşılaştırılması

Ayrıca biyoyumludur, kolayca ayarlanabilir, ateşleme gerektirmez ve kolay uygulanabilir, tasarım ve üretim özgürlüğü sağlar. Disk ve ark formunda üreti-

lebilmektedir (Şekil 5) (39). Zantex'in polimerik yapısı nedeniyle, restoratif diş hekimliğinde kullanılan birçok malzemeye çok iyi adezyon sağlamaktadır.



Şekil 5. Zantex üretim formları

Zantex'in avantajları;

- Metal içermez korozyon göstermemektedir,
- Ağızda iyon değişimi göstermemektedir,
- CAD-CAM için disk formu mevcuttur,
- Tasarım özgürlüğü,
- Dayanıklılık ve esneklik,
- Yüksek çekme mukavemeti,
- Yüksek esneklik ve basınç,
- Kolay uygulanabilirlik için hazır ark formu,
- Biyouyumluluktur.

Zantex'in fiziksel özellikleri çekme dayanımı; 310/221 MPa, kesme dayanımı 148 MPa, eğilme dayanımı 448/359 MPa, eğilme modülü 20/18 GPa, basınç dayanımı 455 MPa, izot darbe dayanımı 4.2/3.9 J/cm, Rockwell Sertliği 98, yoğunluk 1.9 g/cm<sup>3</sup> dür (39).

CAD-CAM üretim basamaklarında kullanılan standart prosedürler Zantex için de geçerlidir. Disk formunda duvar boyutu 0.6 mmden daha az kalınlıkta olmamalıdır. Pontikler en az 3 mm x 5 mm olmalıdır (39). Posterior bölgede mümkün olan en fazla kalınlıkta uygulanmalıdır. Ark formu karborundum, karbür veya elmas bıçaklarla frezelenirilebilir. Daha çok elmas tercih edilmektedir. Disk formu ise 4-5 eksenli CNC makineleri ile uyumludur (Şekil 6).



**Şekil 6.** Zantex Tasarım Örnekleri

Zantex yüzeyinin 2 bar basınç altında 80-130 mikron arasında 29 psi basınçla alümina tozu ile kumlanıp, yüzeyi hafifçe basınçlı buhar ile iyice temizlenmesinin ardından etanol ile tamamen kurutulup PMMA, kompozit, zirkonyum, lityum disilikat ile güçlü bağlantı sağlayabilmektedir (39)

## **SONUÇ**

Hassas ve deneyimli çalışma tekniği olan hekim ve laboratuvar uygulamalarını içeren çene yüz protezlerinin yapım, uygulanma aşamaları ve uygun materyal seçimi uygulanan protezlerdeki başarıyı doğrudan belirlemektedir. Doğru anemnez, endikasyon, planlama, uygulama ve materyal seçimi ile çene yüz protezlerinde ortaya çıkan başarısızlıkların önüne geçilebilmektedir.

## KAYNAKLAR

1. Sakaguchi RL, Ferracane JL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials*. (14th Edition). United States: Mosby; 2018.
2. Akay C. *Diş Hekimliği Pratiğinde Çene Yüz Protezlerine Güncel Yaklaşımlar*. (1. Baskı). Ankara: Akademisyen Kitabevi; 2021.
3. Kurtoglu C., Uzel İ. Geçmişten bugüne yüz protez materyalleri. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2008;11(2):140-144.
4. Khindria SK, Bansal S, Kansal M. Maxillofacial prosthetic materials., *Journal of Indian Prosthodontist Society*. 2009;9: 2-5.
5. Değirmenci K, Sarıdağ S. Çene yüz protezlerinde kullanılan materyallerin gelişimi ve özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2016;25(13):166-173.
6. Çevik P, Eraslan O. Çene yüz protezlerinde kullanılan materyaller ve bu konudaki gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2015;21;25(10):141-147.
7. Lewis DH, Castleberry DJ. An assessment of recent advances in external maxillofacial materials. *J Prosthet Dent*. 1980;43(4):426-32.
8. Beumer J CTMM. Maxillofacial rehabilitation: prosthodontic and surgical considerations. St Louis. *Ishiyaku EuroAmerica, Inc*. 1996; 377-454.
9. Patel M, Skinner AR, Maxwell RS. Sensitivity of condensation cured polysiloxane rubbers to sealed and open-to air thermal ageing regimes. *Polym Test*. 2005;24(5).
10. Sakaguchi RL. Powers JM(ed). *Craig's Dental materials properties and manipulations* içinde. St Louis: Mosby; 2004. p.15-37.
11. Atay A, Günay Y. Çene-yüz protezlerinde bakım. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2007 1;2007(2):22-25.
12. Khindria SK, Bansal S, Kansal M. Maxillofacial prosthetic materials. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2009; 1;9(1):2.
13. Deepthi VS. Maxillofacial Prosthetic Materials-An Update. *Journal of International Medicine and Dentistry*. 2016;3(1):2-11.
14. Udagama A, Drane JB. Use of medical-grade methyl triacetoxo silane crosslinked silicone for facial prostheses. *J Prosthet Dent*. 1982;48(1):86-8.
15. Wolfaardt JF. Modifying a surgical obturator prosthesis into a interim obturator prosthesis. *A clinical report. Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989;1;62(6):619-621.
16. Mitra A, Choudhary S, Garg H, Jagadeesh HG. Maxillofacial Prosthetic Materials-An Inclination Towards Silicones. *J Clin Diagn Res*. 2014; 5;8(12):08.
17. Chen F, Ou H, Lu B, Long H. A constitutive model of polyether-ether-ketone (PEEK). *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016; 1;53:427-33.
18. Seferli Z, Serkan S. PEEK Polimerinin Diş hekimliğinde Kullanımı. *Selcuk Dental Journal*. 2020;2(7):354-363.
19. Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė V, Šulcaitė G, Žilinskas J. A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatologija*. 2017;19(1):19-23.
20. Makalesi A, Erbakan N, Diş Ü, Dergisi H, Özden S, Demir H. Polieter eter keton (peek) diş hekimliğinde yükselen materyal. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*. 2020;31;2(2):76-85.

21. Mourya A, Nahar R, Mishra SK, Chowdhary R. Stress distribution around different abutments on titanium and CFR-PEEK implant with different prosthetic crowns under para-functional loading: A 3D FEA study. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2021;11(2):313.
22. Sakihara M, Taira Y, Sawase T. Effects of sulfuric and vinyl sulfonic acid etchants on bond strength of resin composite to polyetherketoneketone. *Odontology.* 2019;107(2):158-164.
23. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials.* 2007;28(32):4548-4569.
24. Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S, Kern M. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)-durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater.* 2014 Mar;30(3):357-63.
25. 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 1;117(3):335-9.
26. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2014;112(5).
27. Lautenschlager E, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993;43(3):245-253.
28. Brown D. All you wanted to know about titanium, but were afraid to ask. *British Dental Journal.* 1997;24;182(10):393-4.
29. van Noort R. *Introduction To Dental Materials.* (4. Baskı) Edinburgh: New York: Mosby; 2002. 221-230 p.
30. Wang RR FA. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quintessence Int.* 1996;27:40-408.
31. Uzun İ H, Bayındır F. Dental uygulamalarda titanyum ve özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2010(3):213-20.
32. CP Titanium. (5/08/2022 tarihinde [http://www.medinfo.dist.unige.it/adhestop/cp\\_titanium.htm](http://www.medinfo.dist.unige.it/adhestop/cp_titanium.htm) adresinden ulaşılmıştır).
33. Sakaguchi RL, Powers JM(ed). *Craig's Dental materials properties and manipulations* içinde. St Louis: Mosby; 2004. p 480-513.
34. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering A.* 1998;243(1-2):231-246.
35. Mark JJ, Waqar A. *Surface engineered surgical tools and medical devices.* US: Springer; 2007.
36. Cai Z, Nakajima H, Woldu M, Berglund A, Bergman M, Okabe T. In vitro corrosion resistance of titanium made using different fabrication methods. *Biomaterials.* 1999;20(2):183-90. doi: 10.1016/s0142-9612(98)00160-4.
37. Koike M, Cai Z, Fujii H, Brezner M, Okabe T. Corrosion behavior of cast titanium with reduced surface reaction layer made by a face-coating method. *Biomaterials.* 2003;24(25):4541-9. doi: 10.1016/s0142-9612(03)00063-2.
38. Koike M, Fujii H. In vitro assessment of corrosive properties of titanium as a biomaterial. *J Oral Rehabil.* 2001;28(6):540-8.
39. Zantex. *Biofunctional Materials.* (4/9/2022 tarihinde <https://www.zantexdental.com/> adresinden ulaşılmıştır).