

“

# PROTETİK

ALANINDA ULUSLARARASI ARAŞTIRMA VE DEĞERLENDİRMELER

*Aralık 2024*

EDİTÖR

DOÇ. DR. İDRİS KAVUT

”

**Genel Yayın Yönetmeni / Editor in Chief • C. Cansın Selin Temana**

**Kapak & İç Tasarım / Cover & Interior Design • Serüven Yayınevi**

**Birinci Basım / First Edition • © Aralık 2024**

**ISBN • 978-625-5955-05-0**

**© copyright**

Bu kitabın yayın hakkı Serüven Yayınevi'ne aittir.

Kaynak gösterilmeden alıntı yapılamaz, izin almadan hiçbir yolla çoğaltılamaz.

The right to publish this book belongs to Serüven Publishing. Citation can not be shown without the source, reproduced in any way without permission.

**Serüven Yayınevi / Serüven Publishing**

**Türkiye Adres / Turkey Address:** Kızılay Mah. Fevzi Çakmak 1. Sokak

Ümit Apt No: 22/A Çankaya/ANKARA

**Telefon / Phone:** 05437675765

**web:** www.serüvenyayınevi.com

**e-mail:** serüvenyayınevi@gmail.com

**Baskı & Cilt / Printing & Volume**

Sertifika / Certificate No: 47083

# PROTETİK

Alanında Uluslararası Araştırma ve Değerlendirmeler

ARALIK 2024

EDİTÖR

DOÇ. DR. İDRİS KAVUT



## **İÇİNDEKİLER**

### **DIŞ HEKİMLİĞİNDE TAM SERAMİKLER**

*İdris KAVUT* ..... 1

### **İMLANT DESTEKLİ SABİT PROTETİK RESTORASYONLARDA SİMANTE VE VİDALI BAĞLANTI TİPİNİN KARŞILAŞTIRMASI**

*Hüseyin Alperen SELVİ* ..... 17

### **PROTEZ KAİDE MATERYALLERİ VE GÜNCEL UYGULAMALAR**

*Burcu KIZILIRMAK*..... 27

*Sema ATEŞALP İLERİ*..... 27



# BÖLÜM 1

## DİŞ HEKİMLİĞİNDE TAM SERAMİKLER

*İdris KAVUT<sup>1</sup>*

---

<sup>1</sup> Doç. Dr., Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi  
Anabilim DalıMail: [idriskavut@yyu.edu.tr](mailto:idriskavut@yyu.edu.tr), ORCID: 0000-0003-2033-4676

### **Tam Seramikler**

Endikasyona uygun materyal seçildiğinde, tam seramik kronlar estetik amaçlı metal destekli seramik restorasyona alternatif olarak olmaktadır. Yapılan çalışmalarda, 5 yıllık bir süre zarfında tam seramik restorasyonların başarı oranının %93.3 ve metal destekli seramik restorasyonların başarı oranının %95.6 olduğunu göstermektedir (Kappert ve ark. 2003). Posterior bölgeye yapılan düşük dirençli cam seramik restorasyonların başarı oranını düşürdüğü fakat anterior bölgede bu restorasyonların yüksek klinik başarı gösterdiği görülmektedir (Malament ve ark. 1999, Sen ve ark. 2018).

### **Tam Seramiklerin Endikasyonları**

· Diş ve periodontal sağlığının muhafaza edilmesinin önemli olduğu durumlarda,

· Metal destekli seramik kuronların estetik açıdan tatmin edici olmayacağı durumlarda,

- Travma almış dişlerde,
- Kırık, çürük, abrazyon varlığında,
- Renklenmiş ya da kanal tedavisi görmüş dişlerde,
- Malpoze dişleri düzeltme amacı olan vakalarda,
- Mine displazilerinde,
- Anterior diastema kapatma amacı olan vakalarda,
- Metal alerjisi varlığında,
- Estetiğin vurgulandığı durumlarda (McLaren ve ark. 1998)

### **Tam Seramiklerin Kontraendikasyonları**

· Preparasyon tamamlandıktan sonra, dişler arasındaki oklüzal mesafenin 1-2 mm'den yetersiz kalacağı durumlarda,

· Alt kesici dişlerin mesiodistal genişliğinin yetersiz olması sebebiyle shoulder basamak tipinde preparasyon yapılamadığı durumlarda,

- Koleyeye doğru aşırı daralma görülen dişlerde,
- Çok uzun klinik kuron boyuna sahip periodontal olarak sağlıklı olmayan dişlerde,
- Dişlerin klinik kuron boyunun çok kısaldığı vakalarda,
- Over-bite'in arttığı vakalarda,
- Parafonksiyonel huyların varlığında,
- Bir dişin lingual yüzeyi en az 0.8 mm porselen kalınlığı ile tasarlanamı-



yorsa ya da lingual yüzey çok konkav ve singulum bulunmuyorsa, bu durumda tam seramik sistem kontraendikedir (McLaren ve ark. 1998).

### **Tam Seramiklerin Avantajları**

- Estetik açıdan mükemmel bir görünüme sahiptirler.
- Dişlerin doğal yapısına çok yakın oldukları için renk derinliği sağlarlar ve ışığı doğru şekilde yansıtırlar.
- Röntgen ışınlarını geçirerek dişteki mevcut tedavilerin görülmesine olanak tanırırlar.
- Komşu metal restorasyonlarla temas sonucu galvanik akıma neden olmazlar.
- Metal-seramik arasında olduğu gibi seramik ve kor arasında bağlantı problemi yoktur.
- Isı ve elektriği kötü ilettilikleri için alttaki dişler iyi korunur.
- Biyouyumludur ve korozyona karşı dayanıklıdır.
- Gingival renklenme ve alerjik stomatit gibi sorunlar, metal destekli seramik restorasyonlarda görüldüğü gibi tam seramik restorasyonlarda ortaya çıkmaz (Seghi ve ark. 1992; Kim ve ark. 2007).

### **Tam Seramiklerin Dezavantajları**

- Düşük gerilme dayanımına sahiptirler, bu nedenle dayanıklılıklarını artırmak için altyapı kullanımı önemlidir.
- Kırılganlıkları nedeniyle, tam seramik restorasyonların dayanıklılığını artırmak için shoulder tipi basamaklı preparasyon gerekebilir.
- Diş preparasyonu için fazla madde kaybı gerektirebilir. Dişlerin hazırlık süreci, metal destekli seramik restorasyonlara kıyasla daha özenli ve hassas bir biçimde gerçekleştirilmelidir.
- Bazı sistemler, özel donanım ihtiyacı nedeniyle maliyetli olabilir.
- Bu sistemlerin kullanım alanları kısıtlı olabilir. Estetik, mekanik ve fiziksel özellikleri göz önünde bulundurulduğunda, bu sistemler hem anterior hem de posterior dişlerde kullanım için uygun olmayabilir.
- Laboratuvar süreçleri, metal destekli sistemlerin gerektirdiği çalışmalara göre daha detaylı olma eğilimindedir (McLaren 1998; Hansen ve West 1997).

### **Tam Seramiklerin Sınıflandırılması**

Dental seramik çeşitleri zamanla artış göstermiş ve bilim adamları, bu artışa paralel olarak, seramikleri içerik, işlenme prosedürleri, fırınlama dereceleri, mikroskobik yapılar ve sağlamlık gibi faktörlere dayanarak çeşitli kategori-

lere ayırmışlardır. Teknolojik gelişmeler bu çeşitliliğin genişlemesine önayak olmuştur.

### **İşleme Tekniklerine Göre Sınıflandırma**

- CAD/CAM ile üretilen seramikler
- Isı-basınç yöntemi ile üretilen seramikler
- Slip-cast yöntemi ile üretilen seramikler
- Toz-likit karışımı ile üretilen seramikler (Kim ve ark. 2007)

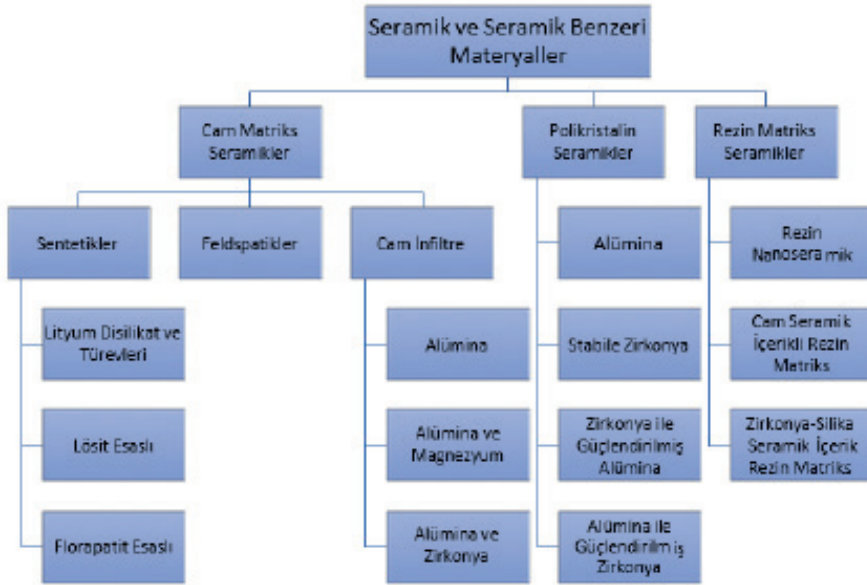
### **Mikroyapılarına Göre Sınıflandırma**

- Kristalin bazlı cam dolduruculu sistemler
- Polikristalin katılar
- Cam bazlı sistemler
- Cam bazlı dolduruculu sistemler (Kim ve ark. 2007)

### **İçeriklerine Göre Sınıflandırma**

- Metal desteksiz seramikler (Tam seramikler)
- Metal destekli seramikler
- Alüminyum folyo üzerine bitirilen seramikler
- Döküm metal üzerine bitirilen seramikler (Kim ve ark. 2007)

Doğal dişleri taklit etme çabasıyla özellikle son zamanlarda tam seramik restorasyonların kullanımı artmıştır. En önemli etkenlerden biri de estetiği yakalama isteğidir. Bu nedenle tam seramik sistemlerin geliştirilmesine yönelik çalışmalar yapılmaktadır. Işığın geçmesine izin vermeyen metal destekli restorasyonların metalik alt yapısı sayesinde doğal dişlerin şeffaflığı yansıtılmazken, tam seramik sistemin özellikleri sayesinde diş dokusuna yakın estetik ve restorasyon sağlanabilmektedir. Metal destekli restorasyonlarda kenar renklenmesi sorunu tam seramik sistemlerde de görülmez (Zahran ve ark. 2008). Bu özellikler tam seramiklerin önde gelen estetik avantajlarından. Teknolojik gelişmelerin etkisiyle dental seramiklerin çeşitliliği artmış, araştırmacılar ise bu seramikleri, onların kimyasal içeriği, üretim teknikleri, pişirme derecesi, mikroskobik özellikleri ve dayanıklılık seviyeleri gibi niteliklere göre ayırt etmişlerdir. Fakat mevcut sınıflandırma yöntemleri, yeni restoratif malzemelerin entegrasyonunu yeterince kolaylaştırmamaktadır. Bu sorunu çözmek amacıyla Gracis ve ekibi, tam seramik ve seramik benzeri dental restoratif malzemeler için daha kullanışlı bir kategorizasyon sistemi geliştirmişlerdir (Tablo 1) (Gracis ve ark. 2015).

**Tablo 1.** Tam Seramik ve seramik benzeri materyallerin güncel sınıflaması

### CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM teknolojisi birçok sektörde yaygın bir üretim yöntemi olarak kullanılıyordu, ancak 1977 yılında Bruce Altschuler'in Amerika Birleşik Devletleri'nde optik okuyucular aracılığıyla ağız içi dokuların bilgisayar üzerinde görüntülenmesini mümkün kılan çalışmaları bu alanda bir yenilik oluşturmuştur. 1980'lerde restoratif diş hekimliği alanında CAD/CAM teknolojilerinin kullanımı yaygınlaşmaya başlamıştır. Özellikle, 1984 yılında, Fransız François Duret tarafından tek diş restorasyonları için özel olarak tasarlanmış Duret sistemi geliştirilmiştir. İsviçreli Werner Mörmann ve Marco Bradestini ise 1988 yılında, üretim maliyeti ve uygulanabilirlik açısından önemli bir adım atarak Cerec sistemi ile dental CAD/CAM uygulamalarının ilk örneğini gerçekleştirmiştir (Liu ve ark. 2005).

Bu sistem temel olarak; kompozit, metal blok veya seramiklerden yapılan köprüler, kuronlar ve sabit protez alt yapılarının üretimini, oldukça hassas çalışan ve bilgisayar kontrolünde bir freze makinesi ile yazılım aracılığıyla gerçekleştirmeye dayanmaktadır (Heffernan ve ark. 2002).

CAD/CAM teknolojileri şu anda, inleyler, onleyler, lamina veneerler, parsiyel kuronlar, tam kuronlar ve köprü sistemleri gibi sabit protezlerin yanı sıra, hareketli parsiyel protezlerin iskelet yapılarını oluşturmada, implant cerrahisi sırasında kullanılan stentlerin tasarım ve imalatında aktif olarak kullanılmaktadır. Bunun ötesinde, bu sistemler maksillofasiyal protezlerin üreti-

minde, implant destekli protezler için destek yapılarının oluşturulmasında ve kuron-köprü ile hibrit protezlerin alt yapılarının tasarım ve üretim süreçlerinde de önemli bir rol oynamaktadır.

#### Dental CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

Güncel teknoloji olarak CAD/CAM uygulamalarının kullanılmasıyla birlikte, bir dizi avantaj da ortaya çıkmıştır. İşte bunlar:

- Geleneksel ölçü yöntemleri oldukça azalmıştır (Palin ve ark. 2005; Manicone ve ark. 2007).
- Daha kısa sürede daha uyumlu restoratif materyal elde edilmektedir.
- Bu sistemlerle hata riski büyük ölçüde azaltılmıştır (Karaalioglu ve Duymuş, 2008).
- İndirekt restorasyonlardan oluşabilecek çapraz kontaminasyon riski önlenmektedir.
- İşlemler tek seansta tamamlanabildiğinden, zaman kaybının önüne geçilir ve bu sayede çeşitli klinik sorunlara neden olabilecek ölçülerin yanı sıra geçici kaplama hazırlama ihtiyacı da ortadan kalkar (Feuerstein 2004).

#### Dental CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

- Bu teknoloji restoratif işlemlerinin yaygınlaşmasını sınırlayan unsurlardan bir tanesi üretim giderleridir. Birçok yeni sistem ortaya çıkmış olmasına rağmen, CAD/CAM teknolojilerinin kullanımı ekonomik olarak hala daha erişilebilir seviyelere ulaşmamıştır.
- Tek tonlu blokların tercih edilmesi, mükemmel estetik sonuçların her daim elde edilmesini güçleştirebilir. Yine de çeşitli renklerdeki blokların piyasaya sürülmesiyle, bu engelin aşılmasına yönelik adımlar atılmaya başlanmıştır.
- Dişlerin diş eti altı sınırlarının derin olması, dijital taramanın zorluklarını beraberinde getirebilir. Bu nedenle, geleneksel sabit protez ölçü tekniğindeki gibi, etkili bir gingival retraksiyon yapılması gerekebilir (Christensen 2001).

#### Dental CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Materyaller

Bu sistemlerde tercih edilen seramik blok materyalleri, restorasyonun ağızdaki konumuna, hastanın taleplerine, ekonomik durumuna ve diş hekiminin tercihlerine bağlı olarak farklılık gösterebilmektedir.

Bu materyaller aşağıdaki kategorilere ayrılabilir: (Li ve ark. 2014)

1. Feldspatik CAD/CAM seramik bloklar
2. Lössitle güçlendirilmiş CAD/CAM seramik bloklar
3. Lityum disilikatla güçlendirilmiş CAD/CAM seramik bloklar

4. Cam infiltre CAD/CAM seramik bloklar

5. Zirkonya ile desteklenmiş lityum disilikat ile güçlendirilmiş CAD/CAM seramik bloklar

6. Polikristalin seramikler

7. Hibrit seramik bloklar

### 1. Feldspatik CAD/CAM Seramik Bloklar

Su ve porselen tozu karıştırılarak elde edilir. Yumuşatılmış porselen karışımı şekil vermek için preslenir. Daha sonra bloklar birkaç gün kurutularak sinterize edilir (Li ve ark. 2014; Lambert ve ark. 2017). Laboratuvarında sinterlenen seramikle kıyaslandığında vakum altında sinterlemiş ve endüstriyel olarak üretilmiş bu bloklar daha homojen ve stabil mikro yapıdadır (Şen ve Tuncelli 2017). Diş hekimliğinde kullanılan cam seramikler, feldspat temel alınarak üretilir ve silika ile alümina içerir. Feldspatik cam seramik bloklarda, %40 oranında 3-4 µm boyutlu feldspat partikülleri homojen bir şekilde cam matriks içine dağılmıştır. Bu seramiklerin kırılma dayanımı yaklaşık olarak 150 MPa'dır ve elastisite modülü 45-63 MPa arasındadır (Cengiz ve Ordu 2015). Yüzey işleme ve parlatma işlemleri, mekanik parlatma veya glaze uygulamasıyla gerçekleştirilebilmektedir.

Vitablocs Mark II (Vita Zahnfabrik, Almanya), Vita Triluxe, Vita Triluxe Forte, Vita Block Reallife ve Cerec Bloc (Cerec Blocks, Sirona Dental Systems, Almanya) piyasadaki feldspatik CAD/CAM bloklarına örnektir. Tek renkli veya çok renkli feldspatik CAD/CAM blokları bulunmaktadır (Lambert ve ark. 2017).

Feldspatik seramik blokların kullanımı yüksek estetik gerektiren restorasyonlarda önerilmektedir. Veneer, anterior ve posterior kuron, parsiyel kuron, inley ve onley restorasyonlarda kullanılması endikedir (Şen ve Tuncelli 2017).

### 2. Lösitle Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramik Bloklar

Lösit ile güçlendirilmiş seramikler, cam matriksinde feldspatik seramiklerden farklılık göstermektedir (Lambert ve ark. 2017; Kelly ve Bennetti 2011). Çünkü cam matriks yapısında yaklaşık %30-40 oranında ve 1-5 µm büyüklüğünde lösit dolguları bulunmaktadır. Lösitin doldurucu amacıyla kullanılmasının iki belirgin avantajı vardır. Bunlardan ilki lösitin ışığı kırma özelliği feldspatik seramiklere benzerdir ve translusensiyi sağlamak açısından önemlidir. İkincisi ise lösitin asitlemeye camdan çok daha hızlı tepki vermesidir. Böylelikle selektif asitleme ile çok sayıda girinti oluşturarak rezin simanın mikromekanik bağlantı sağlamasını sağlar. (Kelly 2004) Lösit ile güçlendirilmiş seramiklerin doğal dişlere benzer bir yarı geçirgenliği ve aşındırması vardır. Bükülme dayanımı 160 MPa civarındadır. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik bloklara örnek olarak ise IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn), Paradigm

C (3M/ESPE, ABD) verilebilir. IPS Empress CAD blokları, yüksek translusans özelliğine sahip olan HT ve yüksek parlaklık gösteren LT olmak üzere 2 farklı seçenek sunmaktadır. Ek olarak çok renkli IPS Empress CAD bloklar da bulunmaktadır. Endikasyonları; laminate veneer, anterior ve posterior kuron, inley ve onley restorasyonlarıdır (Şen ve Tuncelli 2017; Kellly 2011).

### 3. Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramik Bloklar

Lösit cam seramiklere oranla %70 daha fazla kristal içeriğe sahiptir. Bu materyalde, lityum ortofosfat ( $\text{Li}_3\text{PO}_4$ ) cam benzeri matrikse entegre edilmiş iğne şeklindeki yaklaşık  $1.5 \mu\text{m}$  boyutundaki lityum disilikat kristalleri bulunmaktadır. Bu kristaller toplanıp bir ağ yapısı meydana getirirler, bu da malzemenin mukavemetini artırır (Yenice ve ark. 2020).

IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) adlı ürün, 2006 senesinde piyasaya sürülen mavi seramik bloklardır ve 2 aşamalı kristalizasyon sürecinden geçmektedirler. İlk aşama, hacminin yaklaşık %40'ını oluşturan ve boyutları  $0.2-1 \mu\text{m}$  aralığında değişen lityum metasilikat kristalleri ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ) bulunduran ara kristalleşme sürecini kapsamaktadır. İlk aşama, yaklaşık olarak %40 hacme sahip ve  $0.2-1 \mu\text{m}$  boyutunda  $\text{Li}_2\text{SiO}_3$  içeren bir ara kristalleşme aşamasını içermektedir (Giordano 2006; Rosential 2015). Bahsedilen aşama, seramik malzemeyi daha kolay işlenebilir kılar, aşındırmayı kolaylaştırır ve dayanıklılık sağlamaktadır. Bu formdaki seramiğin bükülme dayanımı yaklaşık olarak  $130-150 \text{ MPa}$ 'dır. Isıl işlem aşaması olan ikinci aşamada metasilikat fazı tamamen çözünür ve lityum disilikat kristalleri oluşmaktadır. Isıl işlem, yaklaşık olarak  $840-850 \text{ C}^\circ$  sıcaklığında bir porselen fırınında gerçekleştirilmektedir. Bu üretim sürecinin sonucunda, cam matrikste hacimsel olarak %70 oranında ince taneli ( $1.5 \mu\text{m}$ ) lityum disilikat kristalleri bulunmaktadır. Materyalin mavi renginden son rengine dönmekte ve dayanımı  $360 \text{ MPa}$ 'ya yükselmektedir. Üretici firmanın yaptığı çalışmalarda IPS e max CAD örneklerinin  $530 \text{ MPa}$ 'ya kadar bükülme dayanımı gösterdiği bildirilmiştir.

Bloklar, karakteristik özellikler eklenerek tek bir katman halinde de kullanılabilirler. Bu karakteristik özellikler, boyama veya cut-back tekniği ile uygulanarak elde edilebilmektedir. Örneğin, IPS e.max Ceram gibi uygun bir veneer materyali kullanılarak karakterizasyon gerçekleştirilebilmektedir (Guess ve ark. 2010).

Lityum disilikat CAD blokları arasında farklı translüsensiye sahip olanları bulunmaktadır. Yüksek ışık geçirgenliğine sahip bloklar, çevresel dokulardan renk absorbe edebilme yetenekleri nedeniyle inley ve onley restorasyonlarında tercih edilmektedir. Renklendirilmiş dişlerin tedavisinde ise, çoklu blokların katmanlama teknikleriyle kullanılması uygun bir seçenektir (Asai ve ark. 2010).

Bu materyalin kullanım endikasyonları şunlardır:

İnley/onley, kuron, lamina (0.4 mm), veneer, okluzal veneer, 3 üyeli köprü (2. Premoların anterioru), uzun köprülerde veneer olarak (CAD-on), implant üstü kuron, hibrit dayanak ve hibrit dayanak kuron.

#### 4. Cam İnfiltre CAD/CAM Seramik Bloklar

Bu tür seramikler, geleneksel olarak kaymaya dayalı (slip-cast) yöntemiyle üretilirken, 1993 yılından itibaren CAD/CAM teknolojisi kullanılarak da üretilbilir hale gelmiştir. Bu bloklar, seramik tozunun bir kalıpta sıkıştırılmasıyla gözenekli bir mikro yapı elde edilene kadar preslenir. Ardından ısıtma işlemi tabii tutularak kısmen sinterlenir. Yarı sinterlenmiş bloklardan frezeleme işlemiyle restorasyon oluşturulurken, içlerindeki gözenekli yapı, lantan oksit camın erimesi ile infiltrasyon edilerek ortadan kaldırılır (Apholt ve ark. 2001; Guess ve ark. 2011). Slip-cast tekniğe kıyasla, bu yöntemle üretilen bloklar daha homojen bir yapıya sahip olur; çünkü makro gözenek sayısı daha azdır (Bindl ve Mörmann 2002). In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Almanya), In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Almanya) ve In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Almanya) cam infiltre bloklara örnektir. In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina'ya nazaran daha translusent yapıdadır. In-Ceram zirkonya cam infiltre edilmiş zirkonyanın alümina ile güçlendirilmiş şeklidir (Özdoğan ve Bayındır 2019). Bükülme dayanım değerleri In-Ceram Zirconia için 700 MPa, In-Ceram Alumina için 450-600 MPa, In-Ceram Spinell için 350 MPa'dır. Tek kuronlarda kullanım endikasyonu vardır.

#### 5. Zirkonya ile Desteklenmiş Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramik Bloklar

Cam seramiklerin etrafına zirkonyum oksit eklenmesiyle elde edilen seramiklerdir. Blok 3 aşamada üretilmektedir. İlk aşama; erimiş içerik kalıba dökülür. Bu aşamada kitle cam aşamasındadır. İkinci adım çekirdekleştirici/yarı kristalizasyon aşamasıdır. Bu aşama kristallerin oluşmaya ve büyümeye başladığı, camın seramiğe dönüştüğü termal bir süreçtir. Bu aşamada malzeme yalnızca lityum metasilikat kristalleri içerir ve öğütülmesi çok kolaydır. Üçüncü adım; 840 C°de 8 dakika süreyle ısıtma işlemi uygulandığı kristalizasyon aşamasıdır. Bu aşamada malzeme son rengine ve mekanik özelliklerine ulaşır. Kristal faz, lityum metasilikat ( $Li_2SiO_3$ ) ve lityum disilikat ( $Li_2Si_2O_5$ ) kristallerinden oluşur. Son iki aşamada zirkonya çekirdekleştirici ajan olarak görev yapar ancak cam matriste çözünür kalır (Bajraktarova ve ark. 2018; Denry ve Kelly; 2014). Kristalizasyonla birlikte lityum disilikat molekülleri normalden 6 kat daha küçük (0.5-1  $\mu m$ ) hale gelir (Silva ve ark. 2017; Belli ve ark. 2017). Daha küçük ve daha ince kristalli faz oluşumu, kristal büyümesini engelleyen zirkonya parçacıklarının varlığından kaynaklanmaktadır. Zirkonyum oksitle güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik bloklar, küçük kristaller içeren mikro yapıları sayesinde lityum disilikat seramiklere benzer mekanik özelliklere sahip olsalar da, yüksek cam içeriğine sahip oldukları için işleme, bitirme ve ci-

lalama işlemleri kolaydır ve ayrıca iyi optik özelliklere sahiptirler (Silva ve ark. 2017; Wendler ve ark. 2017). Vita Suprinity ve Celtra Duo (Dentsply Sirona, ABD) zirkonyum oksit ve lityum silikat bazlı cam-seramik blok örnekleridir.

## 6. Polikristalin Seramikler

Alümina ve zirkonyum gibi polikristalin seramikler, yoğun kristal yapıları sayesinde gelişmiş mekanik özellikler sunarlar bundan dolayı da kırık oluşumunu azaltırlar. Bu seramikler, cam benzeri yapı içermezler, bu yüzden opak bir görünüme sahiptirler ve bu nedenle kuron ve köprü alt yapısı oluşturmak için önerilmektedirler (Guazzato ve ark. 2004). Polikristalin seramikler, alümina bazlı ve zirkonya bazlı CAD/CAM seramik blokları olarak iki ana kategoriye ayrılır. Alümina bazlı CAD/CAM seramik blokları, cam infiltrasyonu yapmazlar ve %100 alüminyum oksit kristalleri içerirler.

Bu blokların kırılma dayanımı 500 MPa'nın üzerinde olup bükülme dayanımları ise ortalama olarak 610 MPa'dır. Bu bloklar monokromatiklerdir ve yalnızca tabakalama yöntemiyle veneerlenmektedirler. Procera AllCeram ve In-Ceram AL, alümina bazlı bloklara örnektir. Procera AllCeram'ın anterior ve posterior bölgede kuron, anterior bölge 3 üye köprü, implant üstü kuron için endikasyonu vardır. InCeram-AL'in ise kuron olarak anterior ve posterior bölgede, 3 üyeli köprü olarak ise anterior ve premolar bölgede endikasyonu vardır (Yenice ve Koçak 2020).

Zirkonya bazlı CAD/CAM seramik bloklar, polikristalin bloklardır. Cam içermezler.

Zirkonyum, farklı polimorfik yapıların bir karışımından oluşan bir malzemedir, bunlar monoklinik, kübik ve tetragonal fazlardır. Zirkonyum, oda sıcaklığında kararlı bir yapıya sahip değildir, ancak sinterleme işlemiyle kısmen stabil olan tetragonal bir yapı elde edilebilir. Bu yapının sabitlenmesi için zirkonyum oksidine, magnezyum oksit, seryum oksit, kalsiyum oksit, itriyum oksit gibi oksitler eklenmektedir. Zirkonyumun bükülme dayanımı 900 ile 1200 MPa arasındadır. Zirkonyum; kuronlar, köprüler, implantlar ve implant postları, ortodontik braketerler, endodontik postlar gibi birçok alanda kullanılmaktadır.

Zirkonya seramikler; dental seramikler arasında en iyi mekanik özelliklere sahip olanlardır. Bu sayede posterior bölgede kullanıp daha ince alt yapıli restorasyonların yapılmasına olanak sağlamaktadır. Estetiği ve yüksek dayanıklılığı nedeniyle oldukça ilgi çekicidir. Zirkonyadan yapılan seramiklerde geleneksel adeziv simantasyon işlemi etkili değildir. Zirkonya seramikler için belirlenmiş kesin bir simantasyon prosedürü yoktur, ancak 10-metakrilolok-sidesil dihidrojen fosfat (MDP) içeren rezin bazlı simanlarla daha iyi yapışma elde edilmiştir. Zirkonya seramik restorasyonlar, yarı sinterlenmiş blokların frezelenmesi ve ardından yüksek sıcaklıkta sinterleme veya tamamen sinter-



lenmiş blokların frezelenmesi yoluyla elde edilebilir (Lambert ve ark. 2017; Şen ve Tuncelli 2017). Yarı sinterlenmiş blokları frezelerken, stres kaynaklı faz değişimleri engellenmektedir. Herhangi bir aşındırma ya da kumlama yapılmadıkça monolitik fazsız bir restorasyon yüzeyi elde edilmektedir. Monolitik zirkonya restorasyonları itriyum katyonları ile katılanmış tetragonal zirkonya polikristalleridir. Monolitik zirkonya restorasyonları posterior bölge için tasarlanmıştır. Zirkonya destekli restorasyonlarında yaygın olarak görülen porselen hasarının önlenmesi amaçlanır. Çiğneme mesafesinin yetersiz olduğu durumlarda ya da bruksizm durumlarında kullanılabilceği rapor edilmiştir. Opaklığı nedeniyle ön bölgede kullanıma uygun değildir. Monolitik zirkonya restorasyonları 3-4 üyeli köprü ve kuron için endikedir (Lambert ve ark. 2017; Şen ve Tuncelli 2017).

Zirkonya bazlı restorasyonlarda, porselende meydana gelen kırılma ve kırılma olaylarının üstesinden gelmek için zirkonya partikülünün boyutunu küçülterek, gözenekliliğini azaltarak ve alümina ilavesini ortadan kaldırarak malzemenin optik özelliklerini iyileştirmek için translüsent zirkonya blokları yapılmıştır. BruxZir-Solid- Zirkonya (Glidewell Dental Laboratuvarı, ABD), Prettau-Anterior (Prettau Anterior, Zirkozahn, İtalya) translüsent zirkonya örnekleridir (Spitznagel ve ark. 2018). Monolitik uygulamalarda kullanılmak amacıyla translüsent kübik monolitik zirkonya bloklar piyasaya sunulmuştur. Tetragonal yapının içinde kübik zirkonyanın izotropik bir fazı vardır. Kübik zirkonya, geleneksel tetragonal zirkonya seramiklerine göre daha zayıf ve daha kırılmandır.

## 7. Hibrit Seramik Bloklar

Hibrit seramikler, seramik parçacıklarıyla dolu organik bir matris içerir. Seramik terimi, genellikle metalik olmayan inorganik malzemelerin genellikle yüksek sıcaklıklarda işlenerek istenen özellikleri elde etmek için kullanıldığı malzemeler olarak geleneksel olarak tanımlanmaktadır. Hibrit seramiklerde bulunan organik substratların varlığının tanımına dayanarak, bunun teorik olarak herhangi bir seramik sınıflandırmasının dışında tutulması gerektiği anlaşılmaktadır. Öte yandan, 2013 yılında güncellenen ADA Diş Prosedürleri ve Adlandırma Yasası, porselen/seramik terimini, aslında inorganik refrakter bileşikler (porselen, cam, seramik, cam-seramik) içeren sıkıştırılmış, fırına girmiş, cilalanmış veya kazınmış malzemeler olarak tanımlamaktadır. Bu nedenle, daha az baskın bir organik fazın varlığından bağımsız olarak, ağırlıkça %50'sinden daha fazla inorganik refrakter bileşik içeren hibrit seramik malzeme, seramik türü sınıflandırmasında ayrıca sınıflandırılır. Geleneksel seramiklerle karşılaştırıldığında dentinin elastik modülüne daha yakın materyaller elde etmek, cam veya polikristalin matriks gibi seramiklere göre daha kolay kazınabilen ve işlenebilen, aynı zamanda kompozitlerle tamer ve düzeltmeyi kolaylaştıran materyallerin geliştirilmesi sektördeki üreticilerin hibrit seramik malzemeleri geliştirmesi için önemli bir hedeftir. Hibrit

seramik blokların avantajlarını şu şekilde sıralayabiliriz: Radyoopaklar, hızlı işlenebilir, esnek, sert ve kırılmaya karşı dayanıklıdır. Yüksek aşınma direnci karşıt dişlerde daha az aşınmaya neden olmaktadır. Simante edildikten sonra tamir edilebilmektedir. Kolayca parlatılabilirler, parlaklığını uzun süre korurlar ve doğal bir şeffaflığa sahiptirler. Minimal invaziv diş preparasyonuna izin vermektedirler. CAD- CAM bloğu şeklinde oluşturulduğu için CAD-CAM'in avantajlarına sahiptirler. Restorasyon imalatı sırasında kristalizasyon fırınlanmasına veya sinterlemeye ihtiyaç duymamaktadırlar. Hibrit seramik blokların dezavantajı esneme mukavemetlerinin lityum disilikat ve zirkonyum seramiklere göre daha düşük olmasıdır. Bazı durumlarda estetik açıdan yeterince hoş görünmeyebilirler. Hibrit seramik materyaller, inorganik bileşimlerine göre 3 alt kategoriye ayrılmaktadır (Erzincanlı ve ark. 2020).

a. Rezin Nanoseramikler: Üretan dimetakrilat (UDMA) ve nanometre (nm) boyutlu seramik parçacıklarına dayalı bir rezin matriksi içerir. Üretim sürecinde, silan eklenerek nanoseramik materyalin yapısına entegre edilir ve bu sayede silan rezin matriksi ile nano yapı arasında kimyasal bir bağ oluşturulur. Bu nanoseramik malzemenin üretimi, kompozitin kullanım kolaylığını ve porselenin kırılma karşıtı özelliklerini birleştirmektedir. Bu yapıda, 4-11 nm çapında zirkonyum dioksit ve polimer matriksin diğer 2 bileşeni olarak kabul edilen zirkonyum-silika nanodoldurucu, 20 nm çapında silika toplam yapı içinde %80'lik bir paya sahiptir (Yenice ve Koçak 2020).

Endikasyonları; inley, onley, kuron, anterior ve posterior bölgedeki kuronlar ve implant üstü kuronlardır. Üreticiler, rezin nanoseramik malzemenin daha iyi şok emme özelliklerine sahip olduğunu ve implant restorasyonlarında seramiğe göre daha iyi performans gösterdiğini iddia etmektedir. Ayrıca karşı dişlerde sebep oldukları aşınma cam seramik dişlere göre çok daha azdır. Nanoseramikler, diş yapısına benzer özellikler sergilerler ve yaklaşık 200 MPa bükülme dayanımına sahiptirler (Lambert ve ark. 2017). Piyasadaki nanoseramik bloklara örnek olarak Ambarino High class (Creamed, Almanya), Shofu blok HC (Shofu Dental, ABD), Lava Ultimate ve Cerasmart verilebilir.

b. Rezin Matriks İçine İşlenen Cam Hibrit Seramikler: Ağırlıkça %86 felDSPatik seramik ağ ile %14 polimer ağından oluşan bu seramikler esasında ikili ağ yapısına sahiptir. Bu materyallere çift ağılı hibritler denir. Yapısında %75 oranında bulunan seramik ağın polimer ağ ile güçlendirilmesiyle bloklar hem seramik hem de kompozit malzeme özelliğine sahip olmaktadır. Öte yandan polimer ağ, materyalin hacimce %25'ini oluşturur ve yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilattan (PMMA) yapılmaktadır. Bu malzemelerin polimer ağ yapısından dolayı tam seramiklerde çatlak ilerlemesi problemi azalmıştır, bu durum onların posterior bölgede kuron restorasyon olarak kullanılabilabileceğini göstermektedir. Bu grubun örnekleri şunlardır: Enamik (Vita Zahnfabrik, Almanya), Shofu HC bloğu (Shofu Dental, Almanya).

c. Rezin Matriks İçine İşlenen Zirkonya Silika Hibrit Seramik: Bu hibrit seramiklerin ağırlıkça %60'ından fazlası inorganik yapıdan oluşmaktadır. Organik matrikslerinin içeriğinde ise silika tozu, zirkonyum silikat, trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), UDMA, pigmentler bulunmaktadır. Bu seramik grubuna örnek olarak MZ100 blok ve Paradigm MZ100 blokları (3M- ESPE, Rüşchlikon, İsviçre) verilebilir (Erzincanlı ve ark. 2020). Paradigm MZ100 bloklarının bükülme dayanımı 140-150 MPa, elastisite modülü ise 15-20 MPa aralığındadır. Bu blokların adeziv simantasyonu önerilir. Endikasyonları ise inley, onley, lamina veneer ve tek kuron restorasyonlardır.

## Kaynaklar

- Asai T, Kazama R, Fukushima M, Okiji T. Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dent Mater J*. 2010;29(6): 661–7.
- Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary dental ceramic materials, A review: Chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open Access Maced J Med Sci* 2018;6(9): 1742–55.
- Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater* 2017;33(1): 84-98.
- Cengiz S, Ordu Ü. Klinikte Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Güncel Materyalleri. *J Int Dent Sci* 2015; 1:9-12
- Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: State of the art. *J Am Dent Assoc* 2001; 132: 1301- 3.
- Erzincanlı A, Özkurt Kayahan Z, Kazazoğlu E, Protetik tedavide hibrit seramikler, Özdemir AK, editör, Protetik Materyaller ve Güncel Uygulamaları, 1. Baskı, Ankara: Türkiye Klinikleri; 2020; 17-22.
- Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc* 2004; 135; 11-6.
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20(5): 449– 56.
- Hansen PA, West LA. Allergic reaction following insertion of a Pd-Cu-Au fixed partial denture: a clinical report. *J Prosthodont* 1997;6: 144-8.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part 2: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002;88(1): 10-15.
- Kappert HF. Zur Festigkeit von Dentalkeramiken. *Zahnartztl Mitt* 2003;93: 802- 6.
- Karaalioglu OF, Duymuş ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2008; 18: 25-32.
- Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 2011; 56:84-96.
- Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*. 2004;48: 513- 30
- Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res* 2007;86(2): 142–6.
- Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *J Adv Prosthodont* 2017;9(6): 486-95

- Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res* 2014;58(4): 208–16.
- Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2005;26(7): 507-12.
- Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. *J Prosthet Dent* 1999;81(1): 23-32.
- Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007; 35: 819-26.
- McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent* 1998;19: 307-26.
- Özdoğan A, Bayındır F. CAD/CAM Sistemlerinde Materyal Seçimi ve Kullanım Alanları. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 2019;29(2): 357-61
- Palin W, Burke FJ. Trends in indirect dentistry: Cad/Cam Technology. *Dent Update* 2005; 32: 566–72
- Rosenstiel SF, Land MF. *Contemporary Fixed Prosthodontics-E-Book*. Elsevier Health Sciences; 674-694, 2015.
- Seghi RR, Denry I, Brajevic F. Effects of ion exchange on hardness and fracture toughness of dental ceramics. *Int J Prosthodont* 1992;5: 309-14.
- Sen N, Sermet IB, Cinar S. Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent* 2018;119(2): 308-9.
- Silva LH, Lima E, Miranda RB, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral* 2017;31(suppl 1): 58
- Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth. *J. Dent. Res.* 2018;97(10): 1082-91.
- Şen N, Tuncelli B. CAD/CAM Restorasyonlarının Üretimi İçin Kullanılan Materyaller. *Türkiye Klinikleri J Dent Sci* 2017;23(2): 109-15
- Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: flexural strength testing. *Dent Mater* 2017;33(1): 99-109.
- Yenice N, Koçak Büyükdere A. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Tam Seramik Bloklar Ve Endikasyonları. *Dent & Med J-R* 2020;2(1): 1-15.
- Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *J Prosthodont* 2008;17(5): 370–7.



# BÖLÜM 2

## İMLANT DESTEKLİ SABİT PROTETİK RESTORASYONLARDA SİMANTE VE VİDALI BAĞLANTI TİPİNİN KARŞILAŞTIRMASI

*Hüseyin Alperen SELVİ<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> Uzm. Dt. Hüseyin Alperen SELVİ, Bilecik Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi

## İmplant Destekli Protetik Restorasyonlara Genel Bakış

İmplant destekli protetik restorasyonlar, son kırk yılda diş hekimliğinde standart haline gelen başarılı bir tedavi seçeneğini temsil etmektedir. Bu başarı, yüzey teknolojisindeki ilerlemeler, cerrahi tekniklerin iyileştirilmesi, implantlar, abutmentler ve dental restorasyonlar arasındaki arayüzlerin stabilitesinin iyileştirilmesi, biyolojik komplikasyonları ve başarısızlıkları önlemek için yaşam boyu profilaktik çabaların oluşturulması ve artan osseointegrasyon olgusuna dayanmaktadır, bu protetik restorasyonlar, çene kemiği içinde sabit bir ankraj olan dental implantlardan destek alırlar.(1,2)

Bir hastanın implant destekli bir protez seçerken vereceği en önemli karar, protezin sabit mi yoksa çıkarılabilir mi olacağıdır. Sabit veya hareketli implant destekli protezlerin yapımına karar verilirken interark mesafe, çeneler arası ilişki, ağız hijyeni, maliyet ve hastanın beklentisi gibi çeşitli faktörler rol oynar. (3)

İmplant destekli hareketli protezler, hastalar geleneksel hareketli protezlerin stabilitesinden ve tutuculuğundan memnun olmadığında ancak ağrı ve mukoza rahatsızlığı konusunda şikayetleri olmadığında endikedir.(4)

İmplant destekli tam ark sabit protezler ise yeterli kemik ve interark mesafesinin varlığında endikedir ancak, yüz dokusunu destekleyecek yumuşak ve sert doku kaybı olduğunda implant destekli sabit protezlerin yapımı kontrendikedir çünkü bunlar hareketli protezdeki bukkal flange tarafından desteklenmelidir.(5,6)

## İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonlar

İmplant destekli sabit protetik restorasyonların tasarımı, uzun vadeli başarıya ulaşmak için çok önemlidir. İmplantların sayısı ve konumu, oklüzal durum ve çıkış profili gibi faktörler kritik belirleyicilerdir.(7) Uygun implant dağılımı ve açılardırma, oklüzal kuvvetleri eşit şekilde dağıtmaya yardımcı olur, bireysel implantlar ve çevreleyen kemik üzerindeki stresi en aza indirir.(8) Ek olarak, çıkış profili, optimum estetik ve hijyen bakımı için doğal diş konturlarını taklit etmelidir.(9) İmplant destekli sabit protezler için malzeme seçimi ve bağlantı tipi( simante ya da vidalı şekilde implanta sabitlenmesi) arasındaki seçim, hem işlev hem de estetik için hayati önem taşır.

İmplant destekli sabit restorasyonlar vida veya siman tutuculu olabilir. Vida tutuculu restorasyonlarda, sabitleme vidası restorasyon ile implant abutmenti arasında sağlam bir bağlantı sağlarken, siman tutuculu protezlerde restorasyonların estetiğini, oklüzal stabilitesini ve pasif uyumunu artırmak için restoratif vida ortadan kaldırılır.

İmplant ve restorasyon arasındaki bağlantı tipinin seçiminde (simante veya vidalı), periodontal dokuların durumu, interark mesafe, oklüzyon, mali-



yet ve estetik sebepler gibi bir dizi faktör etkilidir. Günümüzde implant kullanımının yaygınlaşmasıyla birlikte maksimum klinik başarı için restorasyon ile implant arasındaki bağlantı tipinin seçimi önemli bir tartışma konusu olmaya devam ediyor.(10,11)

Aslında hastaya özgü bağlantı tipinin seçimi için, faktörleri bir arada objektif olarak değerlendirmek zordur ve bu nedenle, belirli bir bağlantı tipinin etkisini ortaya koymak için bazı kriterler üzerinden karşılaştırma yapmak daha sağlıklı olabilir bu kriterleri şöyle sıralayıp açıklayabiliriz.

**1-Üretim Kolaylığı ve Maliyet:** Vida tutuculu bir restorasyon üretmenin siman tutuculu bir restorasyona göre laboratuvar maliyeti genellikle 1,5 ila 2 kat daha fazladır çünkü ekstra zaman ve malzemelere (ölçü transferleri, analoglar ve vidalar) ihtiyaç vardır.(12)

Genellikle siman tutuculu restorasyon için ekstra bir maliyet yoktur çünkü laboratuvar teknisyenine simante abutment dışında ek bir malzeme gerekmemektedir.

Siman tutuculu restorasyonların üretiminde geleneksel laboratuvar yöntemleri kullanıldığından, siman tutuculu protezlerin üretimi vidalı restorasyonlara göre daha basit olmaktadır.(10,13)

**2-Estetik:** İmplant ideal pozisyona yerleştirildiğinde, vida veya siman tutuculu protetik restorasyonlar ile öngörülebilir estetik elde edilebilir. İmplantın, vida erişiminin estetik bölgede ortaya çıkmasına neden olacak bir pozisyona yerleştirildiği durumda, siman tutuculu restorasyon tercih edilen yöntemdir. Siman tutuculu restorasyonların abutmenti, doğal dişlerde olduğu gibi hazırlanabilir ve ardından kron simante edilebilir. Vida tutuculu restorasyonlar, implantın uygunsuz pozisyonda olması durumunda vida erişim kanalının estetik alanda kalması nedeniyle estetiği bozmaktadır.(11) Bu gibi durumlarda sorunların üstesinden gelmek için, vida erişim kanalının singuluma veya oklüzal yüzeye yeniden konumlandırılması için önceden açılı/açılı/custom abutmentler kullanılmıştır.(14) Ancak, vidaya ulaşmak için yeterli alan sağlamak amacıyla implantın uzun ekseninden en az 17 derece sapması gerekir. Genel olarak, yeterli tedavi planlaması ve cerrahi kılavuzların kullanımıyla implantlar ideal pozisyona yerleştirilmeli ve protetik diş hekimine vidalı veya siman tutuculu restorasyonlar arasında seçim yapma olanağı sağlanmalıdır.(15,16) Ancak her iki tipteki restorasyonlarda da mükemmel estetiği sağlamanın yolunun dişeti şekillendirme ve doğru materyal seçimine de bağlı olduğu unutulmamalıdır.

**3-Tekrarlanabilirlik:** Vida tutuculu restorasyonların önemli bir avantajı, restorasyonun hasar görmeden implantlardan ve abutmentlerden ayrılabilmesidir. Bu nedenle, vidalar ve restorasyonlar gerektiğinde yeniden çıkarılıp takılabilir, torklanabilir, kırık bileşenler onarılabilir, implant ve yumuşak doku

değerlendirilebilir, diş taşları temizlenebilir ve gerektiğinde protetik restorasyonlar üzerinde ekleme veya çıkarma yapılabilir.

Öte yandan, siman tutuculu restorasyonların başlıca dezavantajı tekrarlanabilirliğinin zor ve tehlikeli olmasıdır. Abutment gevşediğinde veya restorasyonun herhangi bir onarımı gerekli olduğunda, siman kron ve abutmentten kolayca ayrılmaz ise, çıkarma işlemi sırasında restorasyon zarar görebilir. Gevşemiş bir abutment üzerindeki bir restorasyona uygulanan herhangi bir kuvvet, implantın iç yivlerine zarar verme potansiyeline sahiptir.(17) Tekrarlanabilirlik, protezin bakım amaçlı veya tamir gerekmesi durumunda ağızdan çıkarılması gerektiğinde çok önemli bir faktör olarak karşımıza çıkmaktadır.

**4-Retansiyon:** Siman tutuculu implant üstü restorasyonun tutuculuğu, dayanağın koniklik derecesi, yüzey alanı, abutment yüksekliği, siman tipi ve yüzey pürüzlülüğü gibi birçok özelliğinden etkilenir.(18) Çoğu üretici, doğal dişlerde bildirilen ideal koniklik kavramına dayanarak, implant abutmentlerini yaklaşık 6 derecelik bir koniklikle üretmektedir.(19)

Restorasyon yüksekliği açısından, implant destekli kuron ve abutmentin kenarları genellikle 2 ila 3 mm subgingival olarak konumlandırılır, bu da doğal diş yapısına kıyasla yüzey alanını artırır. Siman tutuculu bir restorasyonun tutuculuğunu sağlamak için en az 5 mm abutment yüksekliğine ihtiyaç vardır. (20) Sonuç olarak, interark boşluğu sınırlı olduğunda (yani, <4 mm), vida tutuculu bir restorasyon endike olabilir.

Vida tutuculu bir üst yapının bir diğer avantajı da barla tutulan implant destekli protezler için kısa abutmentler kullanımını sağlamasıdır. Vidayla tutulan barın daha düşük yüksekliği, protetik restorasyonlar için daha fazla alan ve daha fazla akrilik kalınlığı sağlar. Vida tutuculu bir restorasyon için bir diğer endikasyon, yanlış konumlandırılmış implantların varlığıdır, çünkü siman tutuculu bir protezin giriş yolu için için aşırı eksenel duvar redüksiyonu gerektirecektir.

Retansiyon ayrıca abutmentin yüzey özelliklerinden de etkilenir. İlave tutuculuk gerekiyorsa, abutment doğal dişlere benzer şekilde elmas frezlerle veya kum püskürtmeyle pürüzlendirilebilir, ancak abutmentin 6° konikliği ve uzun eksenel duvarları genellikle daha fazla tutmayı gereksiz kılar. Tüm bunlara ilave olarak, siman türü de en başta bahsettiğimiz gibi siman tutuculu restorasyonun retansiyonunu etkileyen bir faktördür.(21)

**5-Erişilebilirlik:** Vida, vida anahtarı ve raşet kullanımı nedeniyle, ağzın posterior bölgesine vida tutuculu bir restorasyon yerleştirmek, siman tutuculu restorasyona kıyasla daha zordur. Bu sorun, ağız açıklığının kısıtlandığı durumlarda daha da zorlaşmaktadır. Siman tutuculu restorasyonları, doğal dişlerin restorasyonlarına benzer şekilde sabitlenmesi ve ağız açıklığının kısıtlı olduğu durumlarda daha kolay yerleştirilmeleri sebebiyle birçok diş hekimi tarafından tercih edilebilir.(11)

**6-Oklüzyon:** Siman tutuculu protezlerde, ideal oklüzal temaslar oluşturulabilir ve uzun bir süre boyunca stabil kalabilir (22). İdeal olarak, posterior dişlerde oluşturulacak aksiyel yüklemeyi oluşturmak için merkezi fossaya bir implant yerleştirilmelidir.

Vida tutuculu protezlerde ideal oklüzal temasların kurulması mümkün olmayabilir çünkü vida erişim deliği, azı dişlerinin oklüzal tablasının yaklaşık %50'sini ve küçük azı dişlerinin oklüzal tablasının %50'sinden fazlasını kaplar. Vida deliklerini kapatmak için kullanılan kompozit malzeme, özellikle karşıt restoratif malzeme porselen olduğunda aşınır. Ancak, bu oklüzal uyumsuzluk TS (Transversal) vida kullanılarak giderilebilir; ancak protezi abutmente sabitleyen TS vidasına genellikle palatinal veya lingual bölgede iyi bir oral erişim olması gerekir (10).

### **7-Komplikasyonlar:**

İmplant restorasyonları çiğnemenin doğası gereği döngüsel yükleme alır ve sonuç olarak vidalı restorasyonlar vida gevşemesi ve protez vidalarının yorulma kırıkları yaşar. Vida gevşemesi sıklığının %10 ile %65 arasında olduğu bildirilmektedir. Vida tutuculu restorasyonlar, siman tutuculu restorasyonlardan daha fazla teknik komplikasyonla ilişkilidir. Porselen kırığı, vida erişim deliği etrafındaki desteksiz malzeme nedeniyle daha yaygındır (17).

Siman tutuculu restorasyonlarda ise abutment sınırları sıklıkla dişeti altında olduğu için taşan siman artıklarının yeterince temizlenememesi ve bölgede kalmasından dolayı implant çevresi dokularda iltihap , yumuşak dokuda şişme, ağrı, sondalama ve fırçalama sırasında kanama, eksüdasyon ve implant çevresindeki kemiğin rezorbsiyonu gibi komplikasyonlarla karşılaşılabilir.(23)

**8-Pasif Uyumun Sağlanması:** İmplant destekli köprünün klinik ömrü, büyük ölçüde, restorasyon altyapısının abutment ile hassas pasif uyumuna bağlıdır. İmplant destekli üst yapıların pasif olmayan uyumu, yüksek oranda teknik komplikasyona neden olabilir. Ölçü materyalinin bozulması, dental alçının sertleşme genleşmesi, mum modelaj esnasındaki sorunlar ve metal dökümün büzülmesi, altyapının pasif olmayan bir şekilde yerleştirilmesine sebep olan faktörlerdir (24, 25).

Pasif olmayan abutment restorasyon uyumunun iki olası komplikasyonu olabilir:

A-Biyolojik komplikasyonlar: Kemiğe yük aktarımının artması, kemik kaybı ve implant ile abutment arasındaki boşlukta mikrofloranın gelişmesi.

B- Protetik komplikasyonlar: Sabitleme vidasının gevşemesi veya kırılması.

Siman tutuculu restorasyonlarda pasif uyumun sağlanması daha kolaydır.

Abutment ile restorasyonların uyumundaki herhangi bir küçük boyut uyumsuzluğunu telafi etme potansiyeline sahiptirler ve küçük boyut uyumsuzlukları siman boşluğu sayesinde çimento kullanılarak telafi edilebilir. Bunun için restorasyon üretiminde yaklaşık 40 µm'lik bir siman boşluğu oluşturur ve bu da laboratuvar bozulmalarını telafi eder ve daha pasif bir döküme izin verir (26,27).

Vida tutuculu restorasyonlarda ise restorasyon ve abutment arasında pasif uyumun oluşturulmadığı durumlarda implant ve çevresindeki kemik etrafında yıkıcı stresler oluşabilmektedir. Vida tutuculu restorasyonlarda pasif uyumu sağlamak için restorasyonlar kazıma yöntemi (CAD/CAM) ile üretilmelidir.(28)

**9-Başarı Oranları:** Vida veya siman tutuculu protezler arasındaki implant sağkalım oranlarındaki farkları sistematik bir inceleme ile değerlendiren çalışmaya göre iki protez türü arasında implant sağkalım veya başarı oranları açısından hiçbir fark bulunamamıştır. Protez başarı oranları (72 ay) açısından, siman tutuculu protezler %93,2 başarı gösterirken, vida tutuculu protezlerde bu oran %83,4'tü, ancak sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bir fark ifade etmemiştir.(29)

**10-Geçici Restorasyonlar:** Geçici restorasyonlar, eksik dişin yerini almak ve daha iyi bir çıkış profili için yumuşak dokuyu şekillendirmek amacıyla estetik alanda önemlidir. Posterior bölgede ise, geçici bir restorasyonun faydaları arasında yalnızca yumuşak dokunun şekillendirilmesi değil, aynı zamanda final restorasyonun daha iyi değerlendirilmesi ve olası sorunların öngörülmesi de yer alır. Örneğin, geçici restorasyonla yeterli kalınlıkta malzeme için alan yok ise ek interoklüzal alan kazanmak için ölçü alınmadan önce karşıt dişi veya restorasyonu yeniden şekillendirmek gerekebilir. Siman tutuculu geçici restorasyonlar, vida tutuculu geçici restorasyonlara kıyasla nispeten daha kolay üretilir çünkü doğal dişler için üretilen geçici restorasyon yapım teknikleri ile çok benzerdir. Bununla birlikte, en büyük dezavantajı, doku iltihabına neden olabilecek taşkın siman olasılığıdır.(30)

Aşağıda özet olarak her iki bağlantı tipinin avantaj ve dezavantajları sunulmuştur.

### **Siman Tutuculu Restorasyonların Avantaj ve Dezavantajları**

#### **Avantajlar:**

- 1- İmplant pozisyonları ideal olmadığı durumlarda vida kanalı içermediğinden dolayı estetik olarak daha avantajlıdır.
- 2- Pasif uyum sağlamak daha kolaydır.
- 3- Daha düşük maliyetlidir ve laboratuvar süreçleri daha kolaydır.
- 4- Geçici restorasyon üretim teknikleri daha basittir.

5- Oklüzal bölgede vida kanalı içermeyişinden dolayı porselen kırıklarına daha dirençlidir.

#### **Dezavantajlar:**

- 1- Yenilenebilirliğı zor ve risklidir.
- 2- 5mm ve daha yüksek bir abutment gerektirir.
- 3- Siman artıkları oluşturabileceğinden dolayı periodontal problemlere meyillidir.

#### **Vida Tutuculu Restorasyonların Avantaj ve Dezavantajları**

##### **Avantajlar**

- 1- Yenilenebilirliğı kolaydır.
- 2- Kısıtlı interoklüzal aralıkta kullanılabilir.
- 3- Siman kullanılmadığı için periodontal doku yanıtı daha iyidir.

##### **Dezavantajlar**

- 1- İdeal implant pozisyonu gerektirir.
- 2- Pasif uyum sağlamak için daha fazla teknik hassasiyet gerektirir.
- 3- Laboratuvar süreçleri daha karmaşık ve maliyetlidir.
- 4- Daha fazla teknik komplikasyonla ilişkilidir(porselen kırıkları, protetik vida gevşemesi vs.).
- 5- Ağız içine sabitlemek için erişilebilirliğı daha zordur.

Sonuç olarak İmplant destekli bir restorasyonu sabitlemek için siman veya vida kullanma kararı, klinisyenin kişisel tercihine ve hastanın durumuna bağlıdır. Vidayla tutulan implant restorasyonlarının, öngörülebilir retansiyonu, geri alınabilirlik ve siman kullanılmadığı için periodontal komplikasyonu elimine etme avantajı vardır. Ancak, vida erişim deliğinin optimum ve estetik konumu için implantın hassas bir şekilde yerleştirilmesi ve pasif uyum elde edilmesinin zorluğu gibi birkaç dezavantajı vardır. Öte yandan, siman tutuculu restorasyonlar estetik bölgeye gelen vida erişim deliklerini ortadan kaldırır; siman boşluğu sayesinde pasif uyumu daha kolaydır, klinik ve laboratuvar prosedürleri daha basit ve maliyetsizdir. Vida deliğı olmadığı için estetik olarak başarılıdır, oklüzal tabladaki porselenin morfolojisini bozmadığı için porselen kırıkları daha az görülür.

Ancak, özellikle subgingival olarak yerleştirildiğinde, protez/abutment arayüzünden dışarı çıkan fazla siman, iltihaplanmaya, enfeksiyona ve periodontal komplikasyonlara neden olabilir. Ayrıca restorasyonun tekrarlanabilirliğı potansiyel bir sorundur.

## Kaynakça

- Wittneben, J. G., Joda, T., Weber, H. P., & Brägger, U. (2017). Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology 2000*, 73(1), 141–151. <https://doi.org/10.1111/prd.12168>
- Lindh, T., Dahlgren, S., Gunnarsson, K., Josefsson, T., Nilson, H., Wilhelmsson, P., & Gunne, J. (2001). Tooth-implant supported fixed prostheses: a retrospective multicenter study. *The International journal of prosthodontics*, 14(4), 321–328.
- Stellingsma, C., Vissink, A., Meijer, H. J., Kuiper, C., & Raghoobar, G. M. (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists*, 15(4), 240–248. <https://doi.org/10.1177/154411130401500406>
- Zitzmann, N. U., Sendi, P., & Marinello, C. P. (2005). An economic evaluation of implant treatment in edentulous patients-preliminary results. *The International journal of prosthodontics*, 18(1), 20–27.
- Chee, W., & Jivraj, S. (2006). Treatment planning of the edentulous mandible. *British dental journal*, 201(6), 337–347. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4814041>
- Zitzmann, N. U., & Marinello, C. P. (2002). A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prostheses in the edentulous mandible. *The International journal of prosthodontics*, 15(1), 65–72.
- Chrcanovic, B. R., Kisch, J., & Larsson, C. (2020). Analysis of technical complications and risk factors for failure of combined tooth-implant-supported fixed dental prostheses. *Clinical implant dentistry and related research*, 22(4), 523–532. <https://doi.org/10.1111/cid.12927>
- Sheridan RA, Decker AM, Plonka AB, Wang H-L. The role of occlusion in implant therapy: a comprehensive updated review. *Implant Dentistry*. 2016;25(6):829-38.
- Chu, S. J., Kan, J. Y., Lee, E. A., Lin, G. H., Jahangiri, L., Nevins, M., & Wang, H. L. (2019). Restorative Emergence Profile for Single-Tooth Implants in Healthy Periodontal Patients: Clinical Guidelines and Decision-Making Strategies. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 40(1), 19–29. <https://doi.org/10.11607/prd.3697>
- Hebel, K. S., & Gajjar, R. C. (1997). Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*, 77(1), 28–35. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(97\)70203-8](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(97)70203-8)
- Lee, A., Okayasu, K., & Wang, H. L. (2010). Screw- versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant dentistry*, 19(1), 8–15. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e3181bb9033>
- Misch C. E. (1995). Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses. *Practical periodontics and aesthetic dentistry : PPAD*, 7(9), 15–18.
- Michalakakis, K. X., Hirayama, H., & Garefis, P. D. (2003). Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *The International journal of*

*oral & maxillofacial implants*, 18(5), 719–728.

- Balshi, T. J., Ekfeldt, A., Stenberg, T., & Vrielinck, L. (1997). Three-year evaluation of Brånemark implants connected to angulated abutments. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 12(1), 52–58.
- Shotwell, J. L., Billy, E. J., Wang, H. L., & Oh, T. J. (2005). Implant surgical guide fabrication for partially edentulous patients. *The Journal of prosthetic dentistry*, 93(3), 294–297. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.12.013>
- Bashutski, J. D., & Wang, H. L. (2007). Common implant esthetic complications. *Implant dentistry*, 16(4), 340–348. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e318159ca05>
- Manawar, A., Dhanasekar, B., Aparna, I., & Naim, H. (2012). Factors influencing success of cement versus screw-retained implant restorations: a clinical review. *Journal of Osseointegration*, 4(3), 43–47. <https://doi.org/10.23805/jo.2012.04.03.02>
- Gervais, M. J., & Wilson, P. R. (2007). A rationale for retrievability of fixed, implant-supported prostheses: a complication-based analysis. *The International journal of prosthodontics*, 20(1), 13–24.
- JØRGENSEN K. D. (1955). The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta odontologica Scandinavica*, 13(1), 35–40. <https://doi.org/10.3109/00016355509028171>
- Strong S. M. (2008). What's your choice: cement- or screw-retained implant restorations?. *General dentistry*, 56(1), 15–18.
- Bernal, G., Okamura, M., & Muñoz, C. A. (2003). The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 12(2), 111–115. [https://doi.org/10.1016/S1059-941X\(03\)00006-8](https://doi.org/10.1016/S1059-941X(03)00006-8)
- Eskitascioglu, G., Usumez, A., Sevimay, M., Soykan, E., & Unsal, E. (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91(2), 144–150. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2003.10.018>
- 1- Chee, W., & Jivraj, S. (2006). Screw versus cemented implant supported restorations. *British dental journal*, 201(8), 501–507. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4814157>
- Lee, J., Kim, Y. S., Kim, C. W., & Han, J. S. (2002). Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(4), 402–408. <https://doi.org/10.1067/mpr.2002.128099>
- Hecker, D. M., & Eckert, S. E. (2003). Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89(4), 346–351. <https://doi.org/10.1067/mpr.2003.71>
- Chee, W., Felton, D. A., Johnson, P. F., & Sullivan, D. Y. (1999). Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better?. *The International journal of*

*oral & maxillofacial implants*, 14(1), 137–141.

Taylor, T. D., & Agar, J. R. (2002). Twenty years of progress in implant prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(1), 89–95.

Okamoto, M., & Minagi, S. (2002). Technique for removing a cemented superstructure from an implant abutment. *The Journal of prosthetic dentistry*, 87(2), 241–242. <https://doi.org/10.1067/mps.2002.119525>

Weber, H. P., & Sukotjo, C. (2007). Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient?. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 22 Suppl, 140–172.

Agar, J. R., Cameron, S. M., Hughbanks, J. C., & Parker, M. H. (1997). Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 78(1), 43–47. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(97\)70086-6](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(97)70086-6)



# BÖLÜM 3

## PROTEZ KAİDE MATERYALLERİ VE GÜNCEL UYGULAMALAR

*Burcu KIZILIRMAK<sup>1</sup>*

*Sema ATEŞALP İLERİ<sup>2</sup>*

<sup>1</sup> Dt., ORCID-ID: Burcu KIZILIRMAK: 0000-0001-9536-7208

<sup>2</sup> Dt., Necmettin Erbakan Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Anabilim Dalı<sup>1</sup>Se-  
ma ATEŞALP İLERİ:0009-0009-3852-599X

## 1. Giriş

Diş hekimliğinde tam protez ve hareketli bölümlü protezlerin bir parçası olan protez kaideleri, günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır. Bu kaideler, diş hekimliğinde protezlerin işlevini ve estetiğini sağlamak için kritik öneme sahiptir. Protez kaideleri, genellikle titanyum, metal-baz alaşımları, üretan di-metakrilat, polimetilmetakrilat (PMMA) gibi polimerlerden üretilmektedir (Piedade, Silva, & Coutinho, 2022).

Kaide materyallerinin seçiminde, estetik özellikler, yeterli dayanıklılık, düşük su emilimi ve düşük çözünürlük gibi çeşitli kriterler göz önünde bulundurulmaktadır. Bu nedenle, çeşitli materyaller, protez kaide materyali olarak kullanılmak üzere denenmiş ve her biri farklı avantajlar ve dezavantajlar sunmuştur. Bugün, en yaygın olarak kullanılan kaide materyali olan polimetilmetakrilat (PMMA), sürekli olarak geliştirilen üretim yöntemleri ve içeriği ile bu alanda önemli bir yer tutmaktadır (Nakamura & Takamata, 2021).

PMMA'nın en büyük avantajı, estetik olarak doğal bir görünüm sunması, düşük maliyetli olması ve kolay işlenebilmesidir. Bununla birlikte, mekanik özellikleri ve uzun süreli dayanıklılığı gibi faktörler, araştırmaların bu materyali geliştirmeye yönelik sürekli çabalarını sürdürmesine neden olmaktadır. PMMA'nın bu özellikleri, özellikle estetik diş hekimliğinde önemli bir yer tutmaktadır ve bu nedenle kaide materyali olarak tercih edilmektedir (Malara & Saporito, 2020).

Son yıllarda, PMMA'nın zayıf mekanik özelliklerini iyileştirmeye yönelik birçok yenilikçi çözüm geliştirilmiştir. Bunlar arasında, materyalin içine katkı maddelerinin eklenmesi, 3D yazıcı teknolojilerinin kullanımı ve nanoteknolojik çözümler öne çıkmaktadır (Ahmed & Liu, 2023). Ayrıca, düşük su emilimi ve çözünürlük gibi temel kriterlerin iyileştirilmesi için yapılan çalışmalar, PMMA'nın daha uzun süre dayanıklı olmasını sağlamaktadır (Zhu & Chen, 2021).

## 2. Protez Kaide Materyalleri

### 2.1 Protez Kaide Materyallerinin Tarihçesi

Protez kaide materyallerinin tarihi, 17. yüzyıla kadar uzanmaktadır. İlk protez kaideleri, doğal materyallerden, özellikle odun ve kemikten üretilmiştir. Bu materyaller, temel işlevsellik sağlasa da, sınırlı dayanıklılıkları ve hijyenle ilgili sorunlar nedeniyle zamanla daha gelişmiş ve işlevsel alternatiflerle değiştirilmiştir. 18. yüzyılda, protez kaideleri üretiminde altın gibi metaller kullanılmaya başlanmıştır. Ancak bu metallerin yüksek maliyetleri ve estetik açıdan yetersiz olan renkleri, yaygın kullanımını engellemiş ve daha uygun maliyetli, estetik açıdan daha tatmin edici materyallere olan ihtiyaç artmıştır. 19. yüzyılın ortalarına gelindiğinde, protez alanında önemli bir gelişme yaşanmış ve 1839 yılında Charles Goodyear, vulkanizasyon yöntemini keşfederek vulkanit polimerlerin kullanımını mümkün kılmıştır. Vulkanit, düşük maliyeti

ve boyutsal stabilite gibi özellikleriyle dikkat çekmiş, ancak estetik açıdan tatmin edici olmayan özellikleri nedeniyle geniş çapta kabul görmemiştir. Buna rağmen, vulkanit polimerlerin keşfi, protez kaidelerinin üretiminde önemli bir dönüm noktası olmuştur ve materyallerin evriminde bir başlangıç noktası oluşturmuştur (Alqutaibi et al., 2023).

20. yüzyılın başlarında, akrilik rezinler diş hekimliği alanında önemli bir yer edinmeye başlamıştır. Rohn'un geliştirdiği çalışmalar sayesinde, akrilik materyaller protez kaidelerinin üretiminde kullanılmaya başlanmıştır. 1940 yılında Walter Kultzer, PMMA'yı (Polimetilmetakrilat) ticari olarak kullanılabilir hale getirerek bu materyali protez kaide üretiminde en yaygın kullanılan malzeme haline getirmiştir. PMMA'nın en büyük avantajları arasında düşük maliyeti, kolay üretimi, biyouyumluluğu ve estetik açıdan sağladığı büyük avantajlar yer almaktadır. Ayrıca, PMMA'nın üstün işlenebilirlik özellikleri ve uzun süreli dayanıklılığı, onu protez kaide materyalleri arasında en tercih edilen malzeme yapmıştır. PMMA, hem diş hekimliğinde hem de diğer medikal alanlarda, uzun süreli kullanımda güvenilirliğiyle öne çıkarken, estetik açıdan doğal dişlere yakın görünüm sağlayabilen özellikleri ile hastaların konforunu artırmaktadır. Bu özellikleri sayesinde, PMMA protez kaideleri, diş hekimliği pratiğinde uzun yıllardır yaygın olarak kullanılmaktadır (Gad et al., 2017; Raszewski et al., 2021).

## **2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması (O'Brien, 2002)**

- 1) Isı ile polimerize akrilik rezinler
- 2) Otopolimerizan akrilik rezinler
- 3) Işık ile polimerize edilen akrilik rezinler
- 4) Mikrodalga Enerjisi ile polimerize edilen akrilik

### **2.2.1 Isıyla Polimerize Olan Akrilik Rezinler**

Isıyla polimerize olan PMMA (polimetil metakrilat), toz ve likit formda bulunur ve protez kaide materyali olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır. Toz kısmı, pre-polimerize PMMA, başlatıcı olarak benzoil peroksit ve esneklik sağlamak amacıyla plastikleştirici olarak dibütil ftalat bileşenlerini içerir (Zafar, 2020). Bu bileşim, malzemenin işlenebilirliğini artırır ve son ürünün mekanik özelliklerini iyileştirir. Likit kısmı ise monomer olarak metilmetakrilat içerir ve çapraz bağlayıcı ajan olarak etilen glikol dimetakrilat, rezinin mekanik mukavemetini ve termal dayanıklılığını artırır. Bunun yanında, inhibitör ajan olarak hidrokinon eklenir; bu, polimerizasyonu kontrol altında tutarak istenmeyen erken reaksiyonları önler. Modern formülasyonlarda, renk stabilitesini artırmak için UV stabilizatörleri ve biyouyumluluğu geliştirmek adına antimikrobiyal ajanlar da eklenebilmektedir (Lima et al., 2024; Díez-Pascual, 2022).

Polimerizasyon, toz ve likit bileşenlerin karışımı ve ısı enerjisinin uygulanmasıyla başlar. Bu süreç, monomerlerin polimer zincirleri oluşturmasıyla sonuçlanır. Yüksek polimerizasyon derecesi, daha düşük artık monomer oranı ve daha iyi fiziksel özellikler ile ilişkilidir. PMMA'nın işlenmesi sırasında kullanılan yöntemler arasında konvansiyonel basınç tekniği ve enjeksiyon kaplama tekniği bulunur. Konvansiyonel teknik, genellikle ısı ve basıncın bir arada uygulandığı yöntemlerle gerçekleştirilirken enjeksiyon tekniği, daha homojen bir polimerizasyon sağlamak ve artık monomer miktarını en aza indirmek için tercih edilir.

Buna ek olarak, ısı döngüleri polimerizasyon sırasında kritik bir rol oynar. Daha uzun süreli ve kontrollü ısı uygulamaları, artık monomer miktarını azaltarak biyouyumluluğu artırabilir (Alqutaibi et al., 2023; Zafar, 2020). Güncel araştırmalar, PMMA'nın mekanik dayanıklılığını ve biyolojik uyumluluğunu artırmak için nano-partikül katkılarının ve fiber destekleme teknolojilerinin kullanımına odaklanmaktadır. Örneğin, metalik nanopartiküller ve karbon bazlı nanofiller, PMMA'nın termal dayanıklılığını ve antimikrobiyal etkinliğini artırmak için kullanılmıştır. Özellikle *Candida albicans* gibi patojenlere karşı direnç sağlamak için antimikrobiyal ajanlarla geliştirilen formülasyonlar, umut verici sonuçlar göstermiştir (Lima et al., 2024; Díez-Pascual, 2022).

Enjeksiyon kaplama tekniği, dental protez üretiminde sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir. Bu süreçte, önce dental mumdan yapılan kalıp, ısıtılarak yumuşatılır ve basınçlı mufla tekniğiyle şekillendirilir. Kalıp, sıcaklık ve basınç altında şekil verildikten sonra, yüksek basınçlı bir silindire bağlanır ve kaide reçinesi hazırlanır. Kaide reçinesi, istenilen kıvama gelene kadar karıştırılır ve ardından yüksek basınç altında enjeksiyon yöntemiyle kalıp boşluğuna aktarılır. Bu aşama sırasında, polimerizasyon sürecinin daha verimli gerçekleşebilmesi için yüksek basınç korunur.

Yüksek basınç altında gerçekleştirilen bu polimerizasyon süreci, akrilik rezinin daha düzgün ve homojen bir şekilde sertleşmesini sağlar. Ayrıca, bu yöntem sayesinde akrilik rezinin polimerizasyon büzülmesi minimum seviyeye indirilir, bu da protezlerin daha dayanıklı ve uzun ömürlü olmasını sağlar. Alqutaibi ve ark. (2023) yaptığı çalışmada, enjeksiyon kaplama tekniği kullanılarak elde edilen akrilik rezinlerin, geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldığında daha iyi bir polimerizasyon büzülmesi gösterdiği ve daha üstün mekanik özellikler sergilediği vurgulanmıştır. Bu özellikler, protezlerin estetik ve fonksiyonel performansını iyileştirecek şekilde klinik uygulamalarda önemli avantajlar sunmaktadır. Ayrıca bir çalışmada, enjeksiyon kaplama tekniğiyle üretilen akrilik rezinlerin mekanik dayanımının, geleneksel yöntemlerle üretilenlere kıyasla daha yüksek olduğu ve özellikle ısıl ve kimyasal dayanıklılığının arttığı gözlemlenmiştir. Aynı şekilde, Kumar ve ark. (2020), yüksek basınç uygulamasının akrilik rezinlerin mikro yapısını iyileştirerek protezlerde daha iyi bir doku uyumu sağladığını belirtmişlerdir.

Sonuç olarak, enjeksiyon kaplama tekniği, akrilik rezinlerin kalitesini artıran, polimerizasyon sürecini iyileştiren ve protezlerin mekanik özelliklerini geliştiren etkili bir yöntemdir. Bu yöntemin protez üretimindeki potansiyeli, daha dayanıklı ve estetik açıdan tatmin edici sonuçlar elde edilmesine olanak tanır.

### 2.2.2 Otopolimerizan Akrilik Rezinler

Otopolimerizan akrilik rezinler, kimyasal olarak kürlenene materyaller olarak da bilinir ve bu tip rezinler, polimerizasyon reaksiyonu için ısı enerjisine ihtiyaç duymaz. Polimerizasyon başlatıcısı olarak genellikle amin içerikli bileşikler, özellikle N, N – Dimetil P-Tolüden kullanılır ve reaksiyon oda sıcaklığında gerçekleşir (Krishna Alla Scholar et al., 2015). Isı ile kürlenene akrilik rezinlere göre daha fazla monomer artığı içerir ve polimerizasyon oranı sınırlıdır, bu da kaidenin mekanik özelliklerinin, özellikle mukavemet ve sertlik açısından zayıf olmasına yol açar. Ek olarak, amin içerikli başlatıcılar zaman içinde kimyasal değişiklikler gösterebilir ve bu durum renk stabilitesinin bozulmasına sebep olabilir (Anusavice & Shen, 2003).

Isı ile polimerize edilen akriliklere kıyasla otopolimerizan akriliklerin avantajları da mevcuttur. Bu tür akrilikler, daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösterir ve boyutsal stabiliteleri daha iyidir. Bu özellik, özellikle hassas diş protezlerinde önemli bir avantaj sağlar. Ayrıca, uygulama kolaylığı ve düşük maliyetleri nedeniyle tamir akriliği olarak yaygın bir şekilde kullanılabilirler. Ancak, mekanik dayanıklılık açısından ısıyla polimerleşen akriliklere göre zayıf kalmaktadırlar (Alkurt et al., n.d.).

Polimerizasyon sürecinde, monomerdeki çapraz bağlayıcı ajan miktarındaki artış, bağlanma gücünü artırır ve bu süreç, çözücü ve polimerize olabilen monomer içeren çözeltilerin bağ oluşumunu teşvik etmesine olanak tanır. Bu çözücü-polimerize olabilen sistem, malzemenin yüzeyini şişirir ve difüzyonunu sağlar. Polimerizasyon sırasında, polimer zincirleri bir ağ yapısı oluşturur ve bu ağ, ana plastik malzemenin çekme mukavemetinin %80'ine kadar olan bir direnç sağlar. Bağın gücü, kullanılan çözücünün penetrasyon derecesi ve polimer zincirlerinin dayanıklılığına bağlı olarak değişir (Dandiwal et al., 2019).

Otopolimerizan akriliklerin klinik kullanımı, özellikle protez ve diş tamiri alanında önemli avantajlar sunar fakat mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi ve uzun vadeli stabilitelerinin artırılması için daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Sonuç olarak, bu tür akriliklerin kullanımı, estetik ve fonksiyonel gereksinimlerin dengelendiği bir uygulama alanı sunar.

### 2.2.3 Işıklı Polimerize Edilen Akrilik Reziner

Işıklı polimerize edilen akrilik rezinerler, görünür ışıkla aktive edilen ve polimerize olan materyallerdir. Bu tip rezinerlerin polimerizasyon başlatıcısı olarak, ışığa duyarlı bir ajan olan kamforakinon kullanılır. Kamforakinon, ışığa maruz kaldığında aktif hale gelir ve serbest radikal salınımını başlatır. Bu mekanizma, polimerizasyonun hızla gerçekleşmesini sağlar (Alqutaibi et al., 2023; Park et al., n.d.).

Işıklı polimerize akrilik rezinerlerin bileşimi, genellikle polimetilmetakrilat (PMMA) dolgusu, silika ve ürethan dimetakrilat (UDMA) içerir. UDMA, 1980'lerde tanıtılmıştır. Bu sistem, geleneksel akrilik protez yapımında gereken kaynatma ve su banyosu polimerizasyon adımlarını ortadan kaldırarak işlemi hızlandırmış ve daha pratik hale getirmiştir (Ahmad et al., 2009).

Işıklı polimerize edilen akrilik rezinerler, ısıyla polimerize olan akriliklerle kıyaslandığında benzer cilalama özelliklerine sahiptir. Ayrıca, ışıkla kürlenmiş akriliklerde artık monomer olarak metilmetakrilat bulunmaz, bu da biyolojik uyumluluğun artmasına yardımcı olur. Polimerizasyondan önce manipülasyon yapılabilmesi ve uzun çalışma süresi de bu materyalin önemli avantajları arasında yer alır (Zafar, 2020). Işıklı polimerize edilen bu materyaller, 400-500 nm arası ışık dalga boylarıyla polimerize olabilir.

Bu akrilik rezinerlerin öne çıkan özellikleri arasında estetik açıdan olumlu sonuçlar, biyolojik uyumluluk ve düşük bakteri adezyonu bulunur. Ancak, bu malzemelerin kırılgenlikleri, düşük darbe direnci ve sınırlı kürlenme derinliği gibi dezavantajları vardır. Işıklı polimerize akriliklerin mekanik özellikleri, genellikle ısıyla polimerize olan akriliklerden daha düşüktür. Ayrıca, teknik uygulama zorluğu, yüksek maliyet ve sınırlı kürlenme derinliği, kullanımını kısıtlayan faktörler arasında yer alır (Akin et al., 2014; Alkurt et al., n.d.; Ogle & Sorenson, n.d.).

Işıklı polimerize edilen akrilik rezinerler, estetik, biyolojik uyumluluk ve düşük monomer artığı gibi avantajlarla birlikte bazı sınırlamalar ve zorluklar taşımaktadır. Kullanımda, bu materyalin avantajları ile sınırlamaları arasında denge kurulması gerekmektedir.

### 2.2.4 Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Edilen Akrilik Rezinerler

Mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen akrilik reçineler, ilk kez 1968 yılında Nishii ve meslektaşları tarafından tanıtılmıştır. Bu tür akrilik reçineler, mikrodalga enerjisinin etkisiyle polimerize olur. Metilmetakrilat, oda sıcaklığında polar bir sıvı olarak bulunur ve 245 MHz frekansındaki mikrodalga enerjisi ile aktive olur. Mikrodalga enerjisi, metilmetakrilat monomerlerinin moleküllerini ters yönde döndürerek sürtünme yoluyla ısı enerjisi üretir. Bu ısı, serbest radikalleri aktive eder ve bu radikaller, monomerlerle reaksiyona girerek polimerizasyon sürecini başlatır (Takamata & Setcos, n.d.).

Mikrodalga enerjisi, geleneksel ısı ile polimerizasyona göre farklı bir ısıtma mekanizmasına sahiptir. Isı, mikrodalgalarda termal iletkenliğe bağlı olarak değil, moleküllerin sürtünme hareketiyle üretilir. Bu sayede, malzemenin iç ve dış sıcaklıkları neredeyse eşit olur ve sıcaklık hızla yükselir. Mikrodalgalarla yapılan polimerizasyon, geleneksel yöntemlere göre çok daha kısa sürede gerçekleşir; örneğin, 500 MHz frekansında sadece 3 dakikada polimerizasyon sağlanabilir. Bu hızlı kürlenme süresi, geleneksel ısıyla kürlenene akriliklere göre büyük bir avantaj sağlar. (Lai et al., 2004).

Ancak, mikrodalga enerjisiyle polimerize edilen akriliklerin bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Kırılma dayanımı ve darbe direnci, ısıyla polimerize akriliklere göre daha düşüktür. Ayrıca, bu akriliklerde başlatıcı olarak benzoil peroksit kullanılmaz. Bunun yerine, mikrodalga enerjisi kendi başına polimerizasyonu başlatır. Mikrodalga teknolojisi, tam polimerleşme sağlayarak protez yüzeylerinde pürüzsüzlük elde edilmesine yardımcı olur. Bu da plak oluşumunu engeller ve su emilimine bağlı renk değişimini önemli ölçüde azaltır (Zafar, 2020).

Bununla birlikte, mikrodalga yönteminin en yaygın dezavantajları arasında kullanılan kalıpların yüksek maliyeti ve sınırlı kullanım ömrü yer almaktadır. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yapılabilmesi için özel kalıplar gereklidir ve bu kalıplar, birkaç protez işlemi sonrasında bozulma eğilimindedir. Bu sınırlamalar, mikrodalga teknolojisinin yaygın kullanımını engelleyen başlıca faktörlerdendir (Yadav et al., 2015). Mikrodalga enerjisiyle polimerize edilen akrilik rezinler, hızla polimerize olma, pürüzsüz yüzeyler elde etme ve renk stabilitesini artırma gibi avantajlar sunar, ancak bu teknolojinin yüksek maliyetli ekipman gereksinimi ve sınırlı mekanik dayanıklılığı gibi dezavantajları da bulunmaktadır.

### 2.2.5 İdeal Kaide Materyalinin Özellikleri

İdeal bir kaide materyali, protezlerin uzun süreli fonksiyonel ve estetik performansını sağlamak için çeşitli özelliklere sahip olmalıdır. Bu özellikler hem mekanik hem de biyolojik uyum açısından önemli olup, aşağıdaki gibi sıralanabilir:

1. Cıllama Kolaylığı ve Yüzey Parlaklığı: İdeal kaide materyali, uygulama sonrasında kolayca cıllanabilmeli ve bu işlemden sonra yüksek parlaklıkta bir yüzey elde edilmelidir. Bu, estetik görünümün yanı sıra yüzey pürüzlülüğünü azaltarak plak oluşumunu engeller (McCabe & Wilson, 1974).

2. Düşük Serbest Monomer Salınımı: Kaide materyalinin serbest monomer salınımı minimal olmalıdır. Serbest monomerler, ağız dokularında irritasyona neden olabilir ve biyolojik uyumsuzluk yaratabilir (O'Brien, 2002).

3. Renk Stabilitesi: İdeal materyalin renk stabilitesi iyi olmalı, zaman içinde renk değişimi göstermemelidir. Bu, estetik açıdan önemli bir özelliktir ve

diş protezlerinin doğal görünmesini sağlar (McCabe & Wilson, 1974).

4. Kimyasal Bağlanabilirlik: Kaide materyali, dişlere kimyasal olarak bağlanabilmelidir. Bu özellik, protezlerin dayanıklılığını artırır ve stabiliteyi sağlar, ayrıca protezin ağızda hareket etmesini engeller.

5. Kimyasal Direnç: Ağız ortamı, yiyecek ve içeceklerdeki çözücülerle çözünmemelidir, yani suya, asitlere veya alkollü maddelere karşı dirençli olmalıdır. Bu, materyalin uzun süreli kullanımı için gereklidir (Anusavice & Shen, 2003).

6. Yeterli Sertlik: Kaide materyali, çiğneme sırasında dişleri oklüzyon pozisyonunda tutacak kadar sert olmalıdır. Ayrıca, çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı olmalı, deformasyona uğramamalıdır.

7. Çiğneme Kuvvetine Dayanıklılık: İdeal materyal, çiğneme kuvvetleri ve stresine dayanabilecek kadar sert olmalıdır. Ayrıca, bu materyal uzun süreli kullanımda mekanik yorgunluk nedeniyle kırılmamalıdır (O'Brien, 2002).

8. Radyografik Görünürlük: Kaide materyali, gerekli opasiteye sahip olmalı, böylece radyografik görüntülerde net bir şekilde görülebilir. Bu, klinik takiplerde protezin durumu hakkında doğru bilgi edinilmesini sağlar (Anusavice & Shen, 2003).

9. Düşük Isı İletkenliği: Ağız içindeki sıcaklık değişimlerine karşı materyalin düşük ısı iletkenliği sağlamalıdır. Bu, hastanın rahatlığını artırır ve sıcak/soğuk yiyeceklerle temas sırasında rahatsızlık hissi yaratmaz.

10. Ağız Florasıyla Temas Etmeden Kirlenme: Ağız florasıyla temasa girildiğinde materyalin kirlenmesi yavaş olmalı, böylece protez daha uzun süre hijyenik kalmalıdır.

11. Uzun Süreli Dayanıklılık: Kaide materyali, uzun süreli kullanımda çatlaklar, deformasyonlar ve yıpranmalara karşı dirençli olmalıdır. Bu, protezlerin estetik ve fonksiyonel ömrünü uzatır.

12. Biyolojik Uyumluluk: Kaide materyali, ağız içindeki dokularla uyumlu olmalı ve herhangi bir alerjik reaksiyon veya irritasyona yol açmamalıdır. Biyolojik uyumluluk, materyalin hastanın sağlığı üzerinde olumsuz bir etki yaratmamasını sağlar.

13. Hızlı Sertleşme ve Kolay İşlenebilirlik: İdeal kaide materyali, uygulama sırasında hızlı sertleşmeli ve sonrasında kolayca işlenebilmelidir. Bu, klinik uygulama sürecini hızlandırarak zaman kazandırır ve hastalar için daha hızlı bir çözüm sunar.

14. Işığa Dayanıklılık: Kaide materyali, özellikle UV ışığına maruz kaldığında renk değişimi yaşamamalıdır. Bu özellik, materyalin uzun vadeli estetik görünümünü korumasına yardımcı olur.

15. Ekonomik ve Kullanım Kolaylığı: İdeal kaide materyali, ekonomik



olmalı ve uygulaması kolay olmalıdır. Ayrıca, klinik kullanımda zaman alıcı işlemler gerektirmemelidir (O'Brien, 2002).

İdeal bir kaide materyali, estetik, fonksiyonel ve biyolojik uyum açısından tüm bu özellikleri dengelemelidir. Bu özellikler, protezin hem kısa hem de uzun vadede başarılı bir şekilde kullanılabilmesini sağlar.

### 2.2.6 Polimetil Metakrilatın Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri

Polimetilmetakrilat (PMMA), IUPAC isimlendirmesine göre poly [1-(methoxy carbonyl)-1-methyl ethylene] ve poly (methyl 2-methylpropeoate) birleşimlerinden türetilen sentetik bir polimerdir. PMMA, metil metakrilatın (MMA) polimerizasyonu sonucu üretilir. Bu polimerizasyon, metil metakrilat monomerinin ısı, ışık veya kimyasal başlatıcılar kullanılarak yüksek sıcaklık veya kimyasal reaksiyonlarla gerçekleştirilir (Ali et al., 2015; McCabe & Wilson, 1974). Polimerizasyon işlemi sırasında artık monomer kalması istenmez, çünkü monomerler toksik olabilir ve materyalin fiziksel özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilir. Artık monomerin varlığı, PMMA'nın biyolojik uyumluluğunu ve kimyasal stabilitesini bozarak uzun süreli kullanımı kısıtlayabilir (Zafar, 2020). Polimerizasyon, görünür ışık, ultraviyole ışık (UV) veya ısı ile tetiklenebildiği gibi, en yaygın olarak kimyasal reaksiyon kullanılarak gerçekleştirilir (Ali et al., 2015; Bhardwaj et al., 2019).

PMMA'nın insan dokusuyla uyumu oldukça iyidir. Yüksek Young modülü, malzemenin iyi bir sertliğe sahip olmasını sağlar ve yüksek çizilme direnci ile dayanıklılığı artırır. Bu, onu diş hekimliğinde en sert termoplastik materyallerden biri yapar (Bhardwaj et al., 2019; Anusavice & Shen, 2003). PMMA, şeffaf, düşük yoğunluklu ve 18-20 Knoop sertliği olan amorf bir termoplastik rezin olarak tanımlanır. Renklendiriciler eklenerek, materyalin rengi ağız içindeki dokulara uyumlu hale getirilebilir. PMMA, UV ışığı altında renk değişimi yapmaz, bu da estetik açıdan büyük bir avantaj sunar. Ayrıca yaşlanma özellikleri mükemmel olup, kimyasal kararlılık gösterir. 125°C'de yumuşar ve 125-200°C arasında depolimerizasyonu gerçekleşir (Anusavice & Shen, 2003; Zafar et al., 2020). PMMA, organik bir molekül olarak çözünebilen bir yapıya sahiptir. Çözünürlük, bir çözeltili oluşturmak için katı, sıvı veya gaz halde bulunan bir çözünmenin çözünerek karışım oluşturmasıyla gerçekleşir. Çözünürlük, çözücünün polaritesi, ortam sıcaklığı ve çözeltilinin kimyasal özellikleri gibi etkenlere bağlıdır. PMMA'nın çözünürlüğü, çözücünün şişmesi, yüzeyde yumuşak bir tabakanın oluşması ve ardından çözücünün tüm polimere difüze olmasıyla sağlanır. PMMA, su gibi polar çözücülerde az oranda çözünürken, keton-ester gibi organik çözücülerde daha yüksek oranda çözünür (Ali et al., 2015; Raszewski et al., 2021).

Protez kaide materyalleri, ağız içindeki farklı pH ve sıcaklıklarda bulunan besin ve içeceklerle sürekli temasta bulunurlar. İdeal kaide materyallerinin, oral sıvılar ve besinlerle kimyasal tepkimeye girmemesi gerekir. PMMA,

su emme ve çözünürlük özellikleri açısından ideal değerlere sahiptir, bu da onu protez kaidesi olarak kullanım için uygun kılar (Zafar, 2020; Anusavice & Shen, 2003).

PMMA'nın düşük ısı iletkenliği ( $5.7 \times 10^{-4}$  C/Cm), protez kaide materyali olarak kullanıldığında hastaların yiyeceklerin sıcaklıklarını algılamasını engelleyebilir. Renk kararlılığı açısından PMMA, düşük performans sergiler. Artık monomer miktarındaki artış, materyalin renk kararlılığını olumsuz etkileyerek, çay, kahve gibi renkli gıdalarla lekelenmesini hızlandırır (McCabe & Wilson, 1974; Arima et al., n.d.). Bu durum, PMMA'nın estetik açıdan sınırlı olduğunu gösterir.

Biyolojik açıdan, PMMA'nın biyouyumluluğu, oral dokularla uyumu ve toksik madde salınımı yapmaması ile ilgilidir. PMMA'nın biyouyumluluğu, artık monomer miktarının minimumda tutulması ve uygun polimer/monomer oranı ile sağlanır. Bu durum, polimerizasyon yöntemine ve kullanılan malzemenin kalitesine bağlıdır (Alqutaibi et al., 2023). PMMA, protez kaide materyali olmanın yanı sıra, yapay dişlerin üretiminde de kullanılır. Yapay dişler, PMMA kaidesine daha iyi yapışır çünkü kaide ile dişler arasında kimyasal bağ kurulur. Bu, PMMA'nın protezlerde hâlâ yaygın olarak tercih edilmesinin başlıca sebeplerindendir (McCabe & Wilson, 1974; Lee et al., 2018).

### 2.3 Günümüzde Kullanılan Kaide Materyalleri

Protez kaidelerinin üretiminde iki temel dijital teknoloji öne çıkmaktadır: 3D baskı teknolojileri ve CAD/CAM sistemleri. Her iki yöntem, protez kaide materyallerinin hassasiyet, dayanıklılık ve estetik gibi temel gereksinimlerini karşılamak üzere geliştirilmiştir (Patel & Cook, 2022; Revilla-León & Özcan, 2019).

#### 2.3.1 3 Boyutlu Baskı Teknolojileri ile Kaide Materyalleri

3B baskı teknolojisi, diş hekimliğinde protez kaidesi üretiminde hassas ve bireysel anatomik uyumu mümkün kılan bir yöntemdir. Bu yöntem, özellikle ışıkla kürlenebilen rezinler ve hibrit akrilik materyallerle yaygın olarak kullanılmaktadır (Alharbi et al., 2016). PMMA bazlı fotopolimer reçineler, 3B baskı için sıklıkla tercih edilir ve bu materyaller yüksek estetik performans, biyouyumluluk ve mekanik dayanıklılık sunar (Zafar, 2020).

3B baskının en önemli avantajları arasında hızlı üretim süreci, protezin kişiselleştirilmiş tasarımı ve ekonomik olması yer alır. Ayrıca, SLA (Stereolithography) ve DLP (Digital Light Processing) gibi yöntemlerle daha yüksek çözünürlük ve pürüzsüz yüzey özellikleri sağlanabilir. Bu teknolojiler, protez kaidelerinin hasta memnuniyetini artıran modern bir üretim standardı haline gelmesini sağlamaktadır (Revilla-León & Özcan, 2019).

### 2.3.2 CAD/CAM Teknolojileri ile Kaide Materyalleri

CAD/CAM sistemleri, protez kaidelerinin bilgisayar destekli tasarım ve üretim süreçleriyle hazırlanmasını sağlar. Bu yöntem, hazır blok materyallerin frezlenmesiyle protez kaidelerinin oluşturulmasını mümkün kılar (Patel & Cook, 2022). CAD/CAM ile üretilen materyaller, homojen yapıları ve boyutsal stabiliteleriyle öne çıkar. Özellikle PMMA freze blokları, estetik ve biyouyumluluk açısından yaygın olarak kullanılmaktadır (Gad & ArRejaie, 2020).

Bu yöntem, dayanıklılık gereksinimlerini karşılayan zirkonya bazlı materyaller ve hibrit seramikler ile desteklenmiştir. Ayrıca, multilayer PMMA blokları gibi yenilikçi materyaller, farklı opaklık seviyeleri sağlayarak estetik protez tasarımına olanak tanır. CAD/CAM sistemleriyle üretilen protezler, yüksek hassasiyetleri ve hastanın ağız yapısına birebir uyum sağlamaları sayesinde klinik başarı oranlarını artırmaktadır (Revilla-León & Özcan, 2019).

3B baskı ve CAD/CAM teknolojileri, protez kaide üretiminde hem geleneksel yöntemlere kıyasla hız hem de kalite açısından önemli avantajlar sunar. 3B baskı, daha hızlı üretim ve kişiselleştirme imkânı sağlarken; CAD/CAM sistemleri, üstün mekanik dayanıklılık ve estetik tasarım seçenekleriyle ön plana çıkar. Her iki yöntem de modern diş hekimliği uygulamalarının vazgeçilmez bir parçası haline gelmiştir (Patel & Cook, 2022; Zafar, 2020).

## KAYNAKÇA

- Ahmad, R., et al. (2009). Development and application of light-polymerizing acrylic resin systems in prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(3), 169–174.
- Ahmed, I., & Liu, Y. (2023). Improving the mechanical properties of PMMA for prosthetic dentistry: A systematic review. *Dental Materials*, 39(1), 13–24. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.10.010>
- Akin, H., et al. (2014). A comparative evaluation of mechanical properties of light-cured and heat-cured acrylic resins. *Journal of Prosthodontics*, 23(6), 451–457.
- Alharbi, N., Osman, R. B., & Wismeijer, D. (2016). Factors influencing the accuracy of 3D-printed dental prostheses: A systematic review. *Journal of Prosthodontics*, 25(3), 280–286.
- Alkurt, M., et al. (n.d.). Evaluation of mechanical properties of chemical-cured acrylic resins. *International Journal of Prosthodontics*, 34(6), 574–580.
- Alkurt, M., et al. (n.d.). Evaluation of light-cured acrylic resins in prosthetic dentistry. *International Journal of Prosthodontics*, 34(7), 694–701.
- Ali, F. A., et al. (2015). Physical and chemical properties of polymethyl methacrylate (PMMA) in prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 31(4), 423–428.
- Alqutaibi, A., et al. (2023). Polymerization shrinkage and mechanical properties of acrylic resins using injection molding technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 130(5), 709–715.
- Anusavice, K. J., & Shen, C. (2003). *Phillips' science of dental materials* (11th ed.). Saunders Elsevier.
- Arima, T., et al. (n.d.). Effect of polymerization on physical and mechanical properties of PMMA. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 5(3), 231–238.
- Bhardwaj, A., et al. (2019). Polymeric materials in dentistry: A comprehensive review. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 13(12), ZE01–ZE04.
- Dandiwal, R. S., et al. (2019). Effect of cross-linking agents on the mechanical and chemical properties of acrylic resin materials. *Dental Materials*, 35(3), 348–356.
- Díez-Pascual, A. M. (2022). Carbon-based nanocomposites for PMMA dental applications: Enhanced mechanical properties and antimicrobial activity. *Polymers*, 13(3), 345. <https://doi.org/10.3390/polym13030345>
- Gad, M. M., Fouda, S. M., Al-Harbi, F. A., Näpänkangas, R., & Raustia, A. (2017). PMMA denture base material enhancement: A review of fiber, filler, and nano-filler addition. *International Journal of Nanomedicine*, 12, 3801–3812. <https://doi.org/10.2147/IJN.S130722>
- Gad, M. M., & ArRejaie, A. S. (2020). PMMA-based dental composites for prosthodontics: A comprehensive review. *International Journal of Molecular Sciences*, 21(14), 5139. <https://doi.org/10.3390/ijms21145139>

- Kumar, S., et al. (2020). The effect of injection molding on the microstructure and fit of acrylic denture bases. *International Journal of Prosthodontics*, 33(4), 405–412.
- Krishna Alla Scholar, S., et al. (2015). Chemical cure acrylic resins in dental applications: Properties and applications. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 526–531.
- Lai, Y. L., et al. (2004). Properties of microwave polymerized acrylic resin. *Journal of Dental Materials*, 23(6), 479–484.
- Lee, C. H., et al. (2018). Biological properties of polymethyl methacrylate-based dental materials. *Journal of Biomaterials Applications*, 33(5), 657–669.
- Lee, J., et al. (2021). Comparative evaluation of mechanical properties of acrylic resins processed by injection molding and conventional techniques. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 32(1), 22–29.
- Malara, P., & Saporito, C. (2020). Advancements in denture base polymers: Enhancing mechanical and aesthetic properties. *Journal of Prosthodontics*, 29(6), 1230–1237. <https://doi.org/10.1111/jopr.13272>
- McCabe, J. F., & Wilson, H. J. (1974). *Dental materials: Properties and manipulation* (6th ed.). Mosby.
- Nakamura, T., & Takamata, Y. (2021). Recent developments in the use of PMMA as denture base material: Enhancements and challenges. *Journal of Dental Materials*, 37(2), 215–223. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.09.005>
- O'Brien, W. J. (2002). Dental materials and their applications. *Dental Clinics of North America*, 46(3), 473–486.
- Ogle, R., & Sorenson, J. (n.d.). Properties of light-cured acrylic resins: A review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 43(4), 345–352.
- Park, J., et al. (n.d.). A review on light-cured acrylic resins for dental applications. *Journal of Dental Research*, 45(2), 123–130.
- Patel, N., & Cook, J. (2022). Advances in 3D printing for dental prosthetics. *International Journal of Dental Science and Technology*, 14(3), 87–95.
- Piedade, S., Silva, E. S., & Coutinho, E. (2022). Polymer-based materials for denture base applications: A review of the latest advancements. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(4), 415–423. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.11.019>
- Raszewski, Z., et al. (2021). Solubility and water absorption of dental materials: A review. *Dental Materials Journal*, 40(2), 256–267.
- Revilla-León, M., & Özcan, M. (2019). Additive manufacturing technologies used in dentistry. *Current Oral Health Reports*, 6(3), 152–161. <https://doi.org/10.1007/s40496-019-0023-0>
- Takamata, J., & Setcos, J. (n.d.). Microwave energy activated acrylic resins: Properties and applications in dentistry. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 35(2), 214–220.
- Yadav, S., et al. (2015). Challenges in the use of microwave polymerized acrylics for denture base applications. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 416–421.

- Zafar, M. S. (2020). Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. *Polymers*, *12*(10), 2299. <https://doi.org/10.3390/polym12102299>
- Zhu, X., & Chen, M. (2021). Development of advanced PMMA-based denture base materials: From traditional polymers to nanocomposites. *Journal of Dental Research*, *100*(12), 1373–1381. <https://doi.org/10.1177/00220345211032190>