

# Güncel Diş Hekimliği Bilgileri 2023

Editör  
**Duygu KÜRKÜ ARPAÇAY**

## **BİDGE Yayınları**

Güncel Diş Hekimliği Bilgileri 2023

**Editör:** Doç.Dr. Duygu KÜRKLÜ ARPAÇAY

ISBN: 978-625-6707-82-5

1. Baskı

Sayfa Düzeni: Gözde YÜCEL

Yayınlama Tarihi: 25.12.2023

BİDGE Yayınları

Bu eserin bütün hakları saklıdır. Kaynak gösterilerek tanıtım için yapılacak kısa alıntılar dışında yayıncının ve editörün yazılı izni olmaksızın hiçbir yolla çoğaltılamaz.

Sertifika No: 71374

Yayın hakları © BİDGE Yayınları

[www.bidgeyayinlari.com.tr](http://www.bidgeyayinlari.com.tr) - [bidgeyayinlari@gmail.com](mailto:bidgeyayinlari@gmail.com)

Krc Bilişim Ticaret ve Organizasyon Ltd. Şti.

Güzeltepe Mahallesi Abidin Daver Sokak Sefer Apartmanı No: 7/9 Çankaya /  
Ankara



## ÖNSÖZ

Diş hekimliği, her gün yepyeni bilgi ve teknolojik gelişmelerle kendisini yenileyen gerek materyal gerekse tedavi yaklaşımı açısından tüm hekim adaylarının, klinisyen hekimlerin ve akademisyenlerin takip etmesi gerektiği bir bilim dalıdır. Bilim alanımızda basılı yayınlar, günden güne gelişen değişiklikleri takip edebilmek ve gelecek nesillere miras bırakmak açısından oldukça önemlidir.

Günümüz restoratif materyallerin hızlı değişimleri, diş hekimliği tedavilerinde kullanılan yöntemleri ve olası sonuçlarını takip etmek, klinisyen hekimler için oldukça büyük bir önem arz etmektedir. Doğru teşhis, tedavi planlaması ve süreçlerini başarıyla yürütmek amacıyla diş hekimliği alanında güncel bilimsel araştırma ve yeniliklerini derleyerek siz değerli okuyucularımızla buluşturmayı amaçladık. Umuyoruz bu kitap, diş hekimliği öğrencileri ve profesyonelleri için değerli bir kaynak olur ve sizlere bilgi ve becerilerinizi geliştirme konusunda rehberlik eder.

“GÜNCEL DİŞ HEKİMLİĞİ BİLGİLERİ-2023” kitabına bilimsel çalışmalarıyla destek veren tüm meslektaşlarımıza ve akademisyenlerimize gönülden teşekkür ederiz.

**Editör**

Doç.Dr. Duygu KÜRKÜ ARPAÇAY

## İÇİNDEKİLER

|                                                                                 |          |
|---------------------------------------------------------------------------------|----------|
| ÖNSÖZ .....                                                                     | 3        |
| <b>İÇİNDEKİLER .....</b>                                                        | <b>4</b> |
| Tam Dişsiz Hastaların İmplant Destekli Hareketli Protezler İle<br>Tedavisi..... | 6        |
| Esra Nur AVUKAT .....                                                           | 6        |
| Canan AKAY .....                                                                | 6        |
| Güncel Gelişmeler Işığında Endokron Restorasyonlar .....                        | 30       |
| Ezgi ARSLAN.....                                                                | 30       |
| Canan AKAY .....                                                                | 30       |

|                                                        |    |
|--------------------------------------------------------|----|
| İmplant-Abutment Bağlantı Şekilleri.....               | 42 |
| Lala Cabbarova.....                                    | 42 |
| Neslihan Güntekin.....                                 | 42 |
| Ali Rıza Tunçdemir .....                               | 42 |
| Atomik Kuvvet Mikroskobu (Protetik Diş Tedavisi) ..... | 57 |
| Necmettin TAŞKIRAN .....                               | 57 |
| Mahmut Sertaç ÖZDOĞAN.....                             | 57 |
| Dental Seramiklerin Sınıflandırılması .....            | 87 |
| Nuray İSKEFLİ .....                                    | 87 |

# BÖLÜM I

## Tam Dişsiz Hastaların İmplant Destekli Hareketli Protezler İle Tedavisi

**Esra Nur AVUKAT<sup>1</sup>**  
**Canan AKAY<sup>2</sup>**

### 1.Tam Dişsizlik

Protez terimleri sözlüğünde doğal daimi dişlerin bulunmaması tam dişsizlik olarak adlandırılmaktadır. [1] Diş kayıpları, çürük, pulpal hastalıklar, periodontal problemler, travma, apse, baş ve boyun kanseri gibi nedenlerle meydana gelmektedir. Tam dişsizlik bireylerde yemek yeme, konuşma gibi fonksiyonel kayıplara, estetik görünümün bozulmasına, ileri derecede alveoler

---

<sup>1</sup> Araştırma Görevlisi, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, [dtesravukat@gmail.com](mailto:dtesravukat@gmail.com)

<sup>2</sup> Profesör Doktor, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, [cnngcr2@hotmail.com](mailto:cnngcr2@hotmail.com)

kret rezorpsiyonuna ve çiğneme performansında azalmaya neden olmaktadır. [2-5]

Son yıllarda bildirilen raporlarda birçok Avrupa ülkesinde diş kaybı prevelansının azalmasıyla dişsiz birey sayısında da azalma beklendiği bildirilmektedir. Bununla birlikte yaşanan nüfus sayısının artmasıyla dişsiz bireylerin sayısı günümüzde de fazladır. [6] Yaşanan problemleri ortadan kaldırmak, kaybedilen fonksiyonları geri kazandırmak ve hastaların yaşam kalitesini arttırmak amacıyla çeşitli protetik tedaviler ile eksik dişler yerine konulmaktadır. [7, 8]

## **2.Tam Dişsizlikte Protetik Tedavi Seçenekleri**

Günümüzde tam dişsiz hastaların protetik tedavisinde 3 farklı tedavi seçeneği bulunmaktadır: [9, 10]

1. Konvansiyonel tam protezler (KTP)
2. İmplant destekli sabit protezler
3. İmplant destekli hareketli protezler (implant destekli overdentureler)

### **2.1.Konvansiyonel Tam Protezler**

Uzun yıllardır tam dişsiz hastalar KTP ile tedavi edilmektedir. Ancak KTP ne kadar iyi yapılırsa yapılsın ne fonksiyonel ne de psikolojik problemleri tam olarak çözememektedir. [11] Yetersiz çiğneme fonksiyonu, çeşitli sosyal problemler, stabilizasyon ve retansiyon eksikliği hastaların bildirdikleri temel problemlerdir. [12, 13] Ek olarak hastalar genellikle mandibular tam protezleriyle sorun yaşadıklarını bildirmektedir. [12] Bu durum genellikle mandibular krette meydana gelen kemik rezorpsiyonu nedeniyle yeterli retansiyon ve stabilizeye sahip ideal bir tedavi yapılamamasından kaynaklanmaktadır. [14] Dişli hastalara kıyasla KTP kullanan hastalarda ısırma kuvvetinde de azalma görülmektedir. [15, 16] Bununla birlikte çiğneme performansı (gıdayı ufalama yeteneği), doğal dişlere sahip bireylerin

¼ - ½' si kadardır. [16-18] KTP kullanan hastaların aynı ezme oranına erişebilmeleri için doğal dişli bireylerden 4-8 kat daha fazla çiğneme yapması gerekmektedir. [11]

Günümüzde KTP sistemik, anatomik ve finansal kısıtlamaları bulunan hastalar için uygulanan bir tedavi seçeneğidir. [19] KTP implant destekli protezlere göre daha ekonomik olma ve ilave cerrahi gerektirmeme avantajlarına sahiptir. [13, 20] İmplant destekli overdentureler veya implant destekli sabit protezlerin retansiyon ve stabilitesi için dental implantların yerleştirilmesi, KTP'de gözlemlenen mobilite problemini çözmek için etkili bir tedavi yaklaşımıdır. İmplant destekli protezlerin KTP'e göre birçok avantajı bulunmaktadır. [11]

## **2.2.İmplant Destekli Sabit Protezler**

İmplant destekli sabit protezlerin ilk tedavi seçeneği olarak düşünülmesinin en yaygın nedeni retansiyon ve stabilitede meydana gelen artıştır. [21-23] İmplant destekli protetik tedaviler daha az kemik rezorpsiyonu ve daha iyi hasta memnuniyeti ile sonuçlanmaktadır. [23-26] Bununla birlikte ağız sağlığı ile ilişkili yaşam kalitesinde de artış görülmektedir. [8, 27, 28] Ayrıca KTP ile karşılaştırıldığında ısırma kuvveti ve çiğneme fonksiyonunda gözlemlenen iyileşme de implant tedavisini ön plana çıkarmaktadır. [29, 30]

Tam dişsiz hastalarda implant destekli sabit protez tedavi seçeneği uzun dönem başarısı kanıtlanmış ve oldukça sık uygulanan bir yöntemdir. [31] Tam dişsizlikte biyofizyomekanik kriterlere göre 6 ila 8 implant sabit protetik restorasyonlar için yeterli desteği sağlamaktadır.

*Tablo 1. İmplant Destekli Sabit Protezlerin Avantaj ve Dezavantajları [9, 32]*

|                                 |                                                |
|---------------------------------|------------------------------------------------|
| Protezin kapladığı alan azdır.  | Planlaması zordur.                             |
| Bulantı refleksine neden olmaz. | Ağız hijyeni sağlaması zordur.                 |
| Yaşam kalitesini arttırır.      | Komplike cerrahi işlem gerektirir.             |
|                                 | Maliyetli bir tedavidir.                       |
|                                 | Veneer materyalinde kırılma meydana gelebilir. |

Oh ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmaya KTP, implant destekli overdenture ve implant destekli sabit protez kullanan hastalar dahil edilmiştir. Yaşam kalitesi ve hasta memnuniyeti her 2 implant tedavisi için de KTP'e kıyasla daha yüksek bulunmuştur, ancak implant destekli protez kullanan gruplar arasında anlamlı bir fark görülmemiştir. İmplant destekli sabit protez grubunda fonksiyonel kısıtlılık, fiziksel ağrı, psikolojik rahatsızlık ve psikolojik yetersizlik boyutları ile implant destekli overdenture grubunda fonksiyonel kısıtlılık boyutlarının KTP grubuna göre büyük ölçüde iyileştiği bildirilmiştir. [33]

Müller ve ark., çalışmalarında hem implant destekli sabit hem de implant destekli overdenturelerde çiğneme etkinliğini incelemişlerdir. Çalışmanın biri KTP, diğeri doğal dişli bireyler olmak üzere 2 kontrol grubu bulunmaktadır. İmplant destekli sabit ve overdenture gruplarında çiğneme etkinliği KTP grubundan yüksek bulunurken doğal dişli grup kadar iyi bulunmamıştır. İmplant destekli protez grupları arasında ise anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bununla birlikte implant destekli sabit protez kullanılan grupta veneer materyalinde meydana gelen chipping ve kırıklar nedeniyle çiğneme etkinliği ve ısırma kuvveti değerlerinin daha düşük olduğu gözlemlenmiştir. Bu durumun meydana gelen komplikasyonlar sonucunda sabit protezlerin fonksiyonları sınırlamasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. [32]

Anatomik veya finansal kısıtlamalar hastaların sabit implant destekli protezler ilave tedavi edilmesine engel olabilir. Bu durumlarda,

sınırlı sayıda implant ile implant destekli hareketli protez yapımı alternatif bir tedavi seçeneği olmaktadır. [11]

### **2.3.İmplant Destekli Hareketli Protezler (İmplant Destekli Overdentureler)**

İmplant destekli hareketli protezler, çoğu durumda mandibulada meydana gelen problemleri tedavi etmenin tek yoludur. [34] Bunun için değişen implant sayısı ve kullanılan ataşman tipine göre farklılık gösteren birçok farklı tedavi konsepti önerilmektedir. [35] McGill Konsensus Bildirisinde dişsiz mandibulaya sahip hastalarda interforaminal alana yerleştirilen 2 implant destekli overdenture tedavisinin düşünülmesi gereken ilk tedavi seçeneği olması gerektiği bildirilmiştir. [36] McGill Konsensus bildirisi daha sonra 2009 yılında yayınlanan York Konsensus Bildirisi ile desteklenmiştir. [37] Basit, sürdürülebilir, minimal invaziv bir yaklaşım olması ve ekonomik olması, 2 adet interforaminal implant yerleştirilmesini cazip bir tedavi seçeneği haline getirmektedir. [38]

Bununla birlikte mandibular implant destekli hareketli protezlerde 3 veya 4 implant uygulamasının mandibulanın anatomisine (kretin V veya U şeklinde olmasına), kret yüksekliğine, mukozada ağrı mevcudiyetine, daha fazla retansiyon ve stabilite istenilen durumlarda, hastanın yaşına bağlı olarak endikasyonu bulunmaktadır. [39] Dişsiz mandibulada interforaminal alana yerleştirilen 2-4 implantın 5-10 yıllık periyotlarda sağ kalım oranlarının %95'in üzerinde olması mandibular KTP'inde sorun yaşayan hastalar için düşünülmesi gereken ilk tedavi seçeneğinin 2 implant destekli mandibular overdenture olması önerisini desteklemektedir. [36, 37, 40, 41]

Hareketli protezler, implant tutuculu veya implant destekli olarak tanımlanabilir. İmplant tutuculu bir overdenture, ataşman sistemi tarafından tutulur ancak alttaki yumuşak dokular tarafından desteklenir. Tersine, implant destekli bir overdenture, alttaki yumuşak dokulara yüklenmeden tamamen implantlar tarafından desteklenir. Bu farklılık protez yapılırken kullanılan teknikleri

etkiler. İmplant tutuculu bir protez, destekleyici yumuşak dokuların pasif/yer değiştirmemiş bir durumda doğru şekilde kaydedilmesini sağlamak için dikkatli ölçü almayı gerektirir. Bunun sağlanamaması, implant bileşeninin daha hızlı aşınmasına neden olabilir. Bu konsept, distal uzantılı mandibular protezlerle kombine diş ve doku desteği kavramına benzer. [42]

*Tablo 2. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Avantajları [42-44]*

|                                                                                                                                                                              |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Protezin stabilitesini arttıran tutuculuk sağlamaktadır.                                                                                                                     |
| İleri derecede rezorbe kret varlığında yüz desteği sağlamaktadır.                                                                                                            |
| İki implant kullandığı için ekonomik bir tedavi seçeneğidir.                                                                                                                 |
| İmplant destekli sabit protezlere kıyasla protezleri çıkarmak kolay olduğundan ağız hijyenini sağlamak kolaydır.                                                             |
| Öğürme refleksi bulunan hastalarda endikedir. Palatinal bölgenin açık kalmasına imkan sağlayarak hasta konforunun artmasına ve tad alımının gelişmesine imkan sağlamaktadır. |
| Oral fonksiyonların (konuşma, ısırma kuvveti, çiğneme etkinliği vs.) gelişmesini sağlamaktadır.                                                                              |
| Kişinin kendine olan güvenini, sosyal etkileşimini, duygusal durumunu ve yaşam kalitesini olumlu etkilemektedir.                                                             |

*Tablo 3. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Dezavantajları [42]*

|                                                                                                      |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| İlave cerrahi işlem (kemik grefti vs.) gerekebilmektedir.                                            |
| Kemik kalitesi yeterince iyi olmadığından maksillada daha çok sayıda implanta ihtiyaç duyulmaktadır. |
| Hareketli protez kullanımı hasta konforunu tam olarak geri kazandırılmamaktadır.                     |

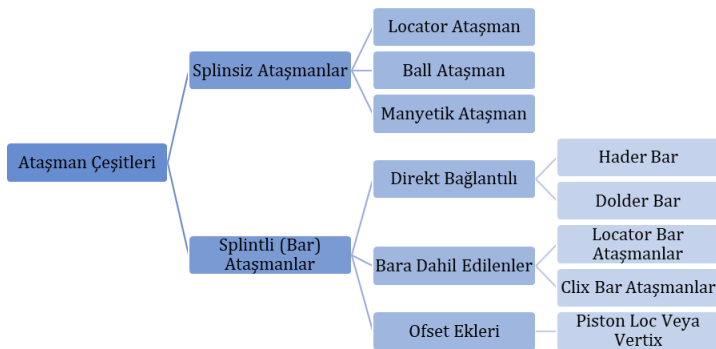
### **2.3.1.İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Kullanılan Ataşman Sistemleri**

İmplantları protezlere bağlamak için kullanılan birçok farklı ataşman sistemi bulunmaktadır. Her sistem 2 bölümden oluşur. Bir parça doğrudan implanta (dayanak) ve diğer parça proteze (yuva ve tutucu parça) bağlanır. İmplantlar bar ile birbirine bağlanabilir

(splintli) veya birbirinden bağımsız (splintsiz) olabilir. [42, 45] Bar/klips ataşmanlar splintli sınıfa dahil olurken; mıknaş, ball, teleskop veya locator ataşmanlar splintsiz sınıfta yer almaktadır. [26, 46] Protezlerde daha az yer gereksinimi, kolay temizlenebilirlik, daha ekonomik olmaları ve daha az teknik hassasiyet gerektirmeleri nedeniyle splintsiz ataşmanlar sık tercih edilmektedir. [47]

Ataşmanlar ayrıca rijit veya esnek (rezilient) olarak sınıflandırılabilir. Rijit ataşmanlar teorik olarak bileşenlerinin fonksiyon sırasında hareket etmesine izin vermez ve bar ile bağlanmışlardır. Uygulamada, ataşmanların aşınmasına bağlı olarak küçük hareketler meydana gelebilmektedir. Esnek ataşmanlar, bir miktar harekete izin verir ve klipsleri, top (ball) ve locator ataşmanları içerir. Bu hareketlilik zararlı olabilecek kuvvetlerin dağıtılmasını sağlamaktadır. [42]

Ataşman sisteminin seçiminde ve implant destekli protez tasarımında birçok faktör önemli rol oynamaktadır. Çene morfolojisi, dişsiz kretlerin morfolojisi, yumuşak doku desteği, yüksek kas ataşmanlarının varlığı, hasta beklentileri, mevcut dikey ve yatay protetik boşluk, implantların dizilimi, vakanın karmaşıklığı, istenilen retansiyon değeri, ısırma kuvveti, tedavi maliyeti ve kuvvet dağılımı bu faktörlerdendir. [43, 48, 49]



*Şekil 1. Ataşman Sistemi Sınıflaması*

### **2.3.1.1.Bağımsız ataşmanlar**

Bağımsız ataşmanların kullanıldığı protezler, implant tutuculudur ve kısmen doku desteklidir. Bağımsız ataşmanların avantajı, standartlaştırılmış parçalar kullanıldığından daha ekonomik olmalarıdır. Ek olarak splintleme yapılmadığından özellikle hastanın el becerisinin azaldığı durumlarda kolay temizlenebilme avantajına sahiptirler. [42]

Yaygın olarak kullanılan üç bağımsız ataşman sistemi vardır: Locator, ball ve miknatıs ataşmanlar. Locator ve ball ataşmanların retansiyon değerleri zamanla azalmaktadır. Bu nedenle ataşmanların düzenli olarak değiştirilmesi gerekir. Yaşanan bu komplikasyon hem diş hekimi hem de hasta için zaman ve maliyet kaybına neden olmaktadır. [50] Ball ve locator ataşmanlara kıyasla manyetik ataşmanlarda meydana gelen korozyon, retansiyon ve stabilitenin azalmasına neden olmaktadır. [51]

### **Locator Ataşmanlar**

Zest Anchors Company® 2001 yılında, ball ataşmanların sağladığı retansiyon ve stabiliteyi geliştirmeyi amaçlayan bir tasarımla en popüler ataşman sistemlerinden biri olan locator (düşük profilli stud ataşman) sistemini piyasaya sürmüştür. Sınırlı arklar arası mesafeler için tasarlanmıştır. Bu sistem, farklı tutuculuk değerlerine sahip ikili bir retansiyon yaklaşımı kullanan bir patriks (erkek kısım) ve bir matriksten (dişi kısım) oluşur. [49, 52-54] Locator ataşmanların tutuculuk değerleri patrikse bağlıdır. Patriks metalik cap ve değişebilen naylon parçadan oluşmaktadır. Kesitsel dayanımı (cross-sectional), ikili tutma özelliği (iç ve dış) ile elde edilir. Bu bağlantı, mekanik ve sürtünmeli retansiyon biçimlerini kullanır. Sürtünme ile elde edilen mekanik tutuculuk daha büyük boyutlu naylon patriks parça ile matriks dayanağının daha küçük çaplı iç halkası arasındaki boyutsal farklılık sonucunda ortaya çıkar. Dış marjin, dayanağın dış kenarındaki sığ alana aynı anda ve tamamen tutunurken, naylon erkek bileşenin merkezi parçası, dişi parçanın içine oturur. İmplant açılanmalarının düzeltildiği

durumlarında, locator sisteminin naylon bileşenlerinde abutmentte iç tutuculuk için saplamalar (studs) yoktur. [50, 55]

*Tablo 4. Locator ataşmanların avantaj ve dezavantajları [56, 57]*

|                                                                                                       |                                                                                                                  |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Vertikal yüksekliği kısa olduğu için interoklüzal mesafenin kısıtlı olduğu hastalarda kullanılabilir. | Tutucu parçalarda meydana gelen aşınma nedeniyle kullanıma bağlı olarak retansiyonda azalma meydana gelmektedir. |
| İmplant açılanmalarını kompanse edebilir (40°'ye kadar)                                               | Dayanakların iyi temizlenmemesi protezlerin oturmasını engelleyebilir.                                           |
| Hastaların protezlerini takıp çıkarması kolaydır.                                                     | Sık kontrol seansı gerektirmektedir.                                                                             |
| Kolay tamir edilebilirler.                                                                            |                                                                                                                  |
| Splintli sistemlere göre daha ekonomiklerdir.                                                         |                                                                                                                  |
| Tutucu parçaların takıp çıkarılması kolaydır.                                                         |                                                                                                                  |
| Protez içerisinde kalan kısmının kısa olması protezin kırılma olasılığını azaltır.                    |                                                                                                                  |

*Tablo 5. Diğer Splintsiz Ataşmanlarla Karşılaştırıldığında Locator Ataşmanlar [50-52, 58, 59]*

|                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Düşük profil yüksekliğine sahiptir. Bu durum sınırlı interark mesafeye sahip hastalarda kullanılmalarına olanak sağlamaktadır. Ayrıca locator ataşmanların düşük profil yüksekliğine sahip olması fonksiyonel hareketler sırasında stresin peri-implant alanlara iletilmesini sağlamaktadır. |
| Matriks ve patriks arasındaki iç ve dış temas yüzeylerinden elde edilen ikili (dual) retansiyon özelliğine sahiptir.                                                                                                                                                                         |
| Daha yüksek retansiyon kuvveti değerlerine sahiptir.                                                                                                                                                                                                                                         |
| Kendiliğinden hizalanma özelliğine sahiptir.                                                                                                                                                                                                                                                 |
| İmplant açılanmalarını (40°'ye kadar) telafi edebilir.                                                                                                                                                                                                                                       |

Ataşman sisteminin seçimini belirleyen diğer bir faktör de ataşmanın yüksekliğidir ve kaldıraç kolu mekaniği nedeniyle implant-protez biyomekaniğinde önemli rol oynamaktadır. [60, 61] Locator ataşman yükseklikleri 1 mm ile 6 mm arasında

değişmektedir. Düşük profil yüksekliği implant ataşmanları için sınırlı protetik alan varlığında fayda sağlamaktadır. [62] Kemik seviyesinde implantların kullanılması, hekimin iyi bir tedavi sonucu elde etmek için gereken ataşmanın yeterli yüksekliği seçmesine imkan sağlar. Ataşman yüksekliği, üstteki protez kaidesinin kalınlığını belirleyerek protez kaidesinin deformasyon ve kırılmaya karşı duyarlılığını dolaylı olarak etkiler; bununla birlikte daha kalın mukoza varlığı, daha yüksek ataşman kullanımını gerektirir. [61] Ataşman yüksekliği, implantların üzerine gelen lateral kuvvetler ve protezlerin yer değiştirmesinde de etkilidir. Protezi destekleyen implantları korumak ve marjinal kemik kaybını önlemek için ataşman yüksekliği dikkatli seçilmelidir. Daha düşük yüksekliğe sahip ataşmanlar, implantlara daha küçük lateral kuvvet iletilmesine ve protezlerin daha az yer değiştirmesine neden olur. [63] Hong ve ark., birbirine paralel yerleştirilmiş daha kısa ataşmanların daha az stres ve daha iyi stabilite gösterdiğini bildirilmişlerdir.[60].

### **Ball ataşmanlar**

Ball ataşmanların kullanımı basittir ve retansiyonları iyidir. Başlıca dezavantajları ise vertikal yüksekliklerinin fazla olması ve implantlar arası 15 dereceden fazla açılanmalara uyum sağlayamamalarıdır. [42] İki implant destekli mandibular overdenturelerde ball ataşmanları yerleştirebilmek için dikey boyutun yeterli olmadığı durumlarda, protezlerin lingual yüzeyi aşırı konturlu olacağından dil boşluğu kısıtlanmaktadır. Bu durum ball ataşman kullanan bireylerin yaşam kalitelerini olumsuz etkilemektedir. [64]

### **Mıknatis ataşmanlar**

Mıknatis sistemleri, manyetik dayanak ve protez içerisinde bulunan mıknatıstan oluşur. Yumuşak doku yüksekliğine bağlı olarak çeşitli uzunlukta ataşmanlar bulunmaktadır. Mıknatıslar genellikle diğer ataşman sistemleri ile takıp çıkarmanın zor olduğu, el becerisi azalmış hastalarda kullanılır. [42, 62]

*Tablo 5. Mıknatıs ataşmanların avantaj ve dezavantajları [42, 62]*

|                                                                                                              |                                                                                 |             |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------|-------------|
| İnterark mesafenin az olduğu durumlarda kullanılabilir.                                                      | Az retansiyona sahiptir.                                                        | değerlerine |
| Temizlenebilirlikleri kolaydır.                                                                              | Tutuculuklarını zamanla kaybederler.                                            |             |
| Protezleri takıp çıkarmak kolay olduğundan el becerisi azalmış hastalarda (parkinson vs.) tercih edilebilir. | Sık kontrol seansı gerektirirler.                                               |             |
|                                                                                                              | Ağız sıvılarıyla temas etmeleri sonucunda zamanla korozyon meydana gelmektedir. |             |
|                                                                                                              | MRI engelleyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.                             |             |

### **2.3.1.2.Splintli ataşmanlar**

Bar ataşmanlar birden fazla implanta bağlanırlar ve gelen kuvvetlerin daha geniş bir alana yayılmasını sağlarlar. Bu durum belirli durumlarda (örneğin zigomatik implantlarda) avantaj sağlamaktadır. [42] Retansiyon ve stabilite ihtiyacının fazla olduğu durumlarda bar ataşmanlar tercih edilir. Bar ataşman kullanabilmek için implant platformu ile protezin insizal kenarı arasında 13-14 mm'lik mesafe gerekmektedir. Bununla birlikte etkin bir şekilde temizleme yapılabilmesi için bar ataşman ile gingival dokular arasında en az 2 mm mesafe bulunmalıdır. Bar ataşmanların U şekilli arklarda kullanımı uygundur. Üçgen şekilli bir arkta kanin dişleri hizasına yerleştirilen implantlar üzerine yapılan bar devirici kuvvetler oluşturabilir ve dil hareketlerini sınırlandığından rahatsızlık verir. İmplantların daha anteriorda konumlandırılması ise barın yeterli uzunlukta olmasını engelleyebilir. Bu durumlar bar ataşman kullanımını sınırlandırmaktadır. İdeal bar uzunluğu 20-22 mm'dir. Daha kısa olduğu durumlarda yeterli retaniyon sağlayamamaktadır. Barlar klipsler aracılığı ile protezlere bağlanmaktadır. Klipsler plastik veya metal olabilir. Plastik klipsler

kolay değiştirilebilme avantajına sahip iken metal klipsler ise aşınmalara karşı daha dirençlidir. [62]

Bar ataşmanlı protezler, posteriorda düz şekilde rezorbe kret varlığında iyi retansiyon ve stabilite sağlamaktadırlar. Tutucu elemanlarının zaman içinde değiştirilmesi gerekmesine rağmen, bar komponentlerinin splintsiz ataşmanlara kıyasla daha az sıklıkta bakım gerektirdiği bildirilmiştir. Bununla birlikte bar yüzeyinde meydana gelen aşınmalar sonucu değiştirilmesi gerektiğinde ise maliyetlidir. Bar ataşmanlar hasta temizliği için daha zordur. Ataşmanların altında plak birikimi meydana gelmekte bu durum daha fazla peri-implant mukozit insidansına yol açmaktadır. [65]

*Tablo 6: Bar ataşmanların avantaj ve dezavantajları [62]*

|                                                               |                                               |
|---------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------|
| Aılı yerleştirilmiş implantlarda aılanmayı edebilirler.     | Yapım süreci karmaşıktır.                     |
| Yüksek tutuculuk değerlerine sahiplerdir.                     | Daha fazla interokluzal mesafe gerekmektedir. |
| Gelen kuvvetlerin daha geniş bir alana yayılmasını sağlarlar. | Maliyetlidir.                                 |
| Temizlenebilirlikleri zordur.                                 |                                               |

*Tablo 7: Bar ataşmanların endikasyon ve kontrendikasyonları*

|                                                                      |                                                   |
|----------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------|
| İleri derecede kemik rezorpsiyonunun olduğu vakalar                  | Kemik rezorpsiyonunun az olduğu vakalarda         |
| Protez retansiyon ve stabilitesinin gelişmiş olması gereken durumlar | İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda |
| U şekilli kret varlığı                                               | Ağız hijyeninin iyi olmadığı vakalar              |
| Rezeksiyon yapılmış vakalar                                          |                                                   |

Bar boyutu ve şekli, mevcut alan, alveol kret şekli ve protez tipi tarafından belirlenir. [57] Barlar çeşitli şekillerde gelir ve çok sayıda bağlantı sistemiyle tasarlanabilir.

**Yuvarlak Kesitli Bar:** Yuvarlak kesitli barlar rezilientlerdir ve implantlara gelen lateral kuvvetleri azaltırlar. U kesitli barlara kıyasla daha fazla kuvvet kırıcı özelliğe sahiplerdir ve implantlar arasında daha az tork oluşturlar. [62]

**U Kesitli Bar:** 4 implant bulunan vakalarda kullanılırlar. Dikey yönde bir miktar harekete izin verirler. Rijittirler. [62]

**Hader Bar:** Yarı rezilient ataşmanlardır. [62]

**Dolder Bar:** Yumurta kesitlidir. Rezilienttir. Stres kırıcı mekanizmaya sahiplerdir. Hem vertikal hem menteşe hareketine izin verirler. [62]

Dental implantları splintlemek mekanik avantaj sağlasa da, implantları splintleme ihtiyacı, aşağıdakiler de dahil olmak üzere her vakanın özelliklerine göre yapılmalıdır:[42]

- İmplantların sayısı, boyutu ve dağılımı (örneğin, protetik platformun implant-kemik arayüzünden önemli bir uzaklıkta olduğu zigomatik implantlar, azalmış kemik-implant teması olan kısa veya dar implantlar veya düşük kaliteli kemiğe sahip vakalar)

- Beklenen oklüzal yükler (örneğin, birden fazla protez başarısızlık geçmişi olan kişiler)

- Protez desteği sağlamak için implant ihtiyacı (örneğin, yarı veya onkolojik defektler).

## **İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Ataşman Seçim Kriterleri**

Ataşman seçimi sırasında göz önünde bulundurulması gereken kriterler; [62]

- Rezidüel kret genişliği ve yüksekliği: Rezorpsiyonun az olduğu durumlarda splintsiz ataşmanlar tercih edilebilir.
- Kret şekli: V şekilli kret varlığında bar ataşman kullanımı dil hareketlerini kısıtlayacağından kullanımı tercih

edilmemektedir. Bu durumda splintlenmeyen ataşmanlar tercih edilebilir.

- Kretler arası mesafe: Vertikal yüksekliğin yeterli olmadığı durumlarda splintsiz ataşmanlar tercih edilmelidir. Yeterli yükseklik olmadığı durumlarda bar ataşman tercih edilmesi hem estetik hem de mekanik komplikasyonlar meydana gelmesine neden olabilir.
- İmplantlar arası açılanmalar: İmplantların birbirine paralel olmadığı durumlarda ataşmanların aşınmasını ve protez konumlanmasını engellemek amacıyla ya açılı abutmentler ya da bar ataşmanlar tercih edilebilir.
- İmplantlar arası mesafe
- Hastanın oral hijyen durumu
- Hastanın protezi kullanabilme yeteneği
- İstenen retansiyon miktarı: Splintli ataşmanlar splintsiz ataşmanlara kıyasla daha yüksek retansiyon değerlerine sahip olduğundan yüksek retansiyon değerleri elde edilmek istendiği durumlarda bar ataşmanlar tercih edilebilir.
- Hastanın tedaviden beklentileri
- Hastanın ekonomik durumu: Splintli ataşmanlar splintsiz ataşmanlara kıyasla daha maliyetli bir tedavi seçeneğidir. Hastanın ekonomik durumunun izin vermediği durumlarda splintsiz ataşmanlar tercih edilebilir.

### **İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Karşılaşılabilecek Komplikasyonlar**

İmplant destekli tedaviler, geleneksel protezlere kıyasla daha sık kontrol seansı gerektirmektedir. Bunun nedeni, peri-implant sağlığı, protezin retansiyonunu ve protezin ömrünü optimize etmek için implantların yanı sıra ataşmanları da koruma ihtiyacıdır.[42]

Tedavi başlangıcında hastalar olası komplikasyonlar ile ilgili bilgilendirilmelidir. [42, 62]

#### Mekanik komplikasyonlar

- Dayanak gevşemesi
- Vida gevşemesi
- Protez kırılması
- Akrilik dişlerde kırılma veya protezden ayrılma
- İmplantın kırılması
- Retansiyon kaybı

#### Biyolojik komplikasyonlar

- Yumuşak doku büyümesi
- İmplantların etrafında kemik rezorpsiyonu ve dişeti çekilmesi
- Periimplantitis

## KAYNAKÇA

1. Anas El-Wegoud, M., et al., *Bar versus ball attachments for implant-supported overdentures in complete edentulism: a systematic review*. Clinical implant dentistry and related research, 2018. **20**(2): p. 243-250.
2. Allen, P., et al., *A randomized controlled trial of implant-retained mandibular overdentures*. Journal of dental research, 2006. **85**(6): p. 547-551.
3. Felton, D.A., C.E. Misch, and L. Cordaro, *Comprehensive Treatment Planning for Complete Arch Restorations*, in *Osseointegration and Dental Implants*. 2009.
4. Harris, D., et al., *A comparison of implant-retained mandibular overdentures and conventional dentures on quality of life in edentulous patients: a randomized, prospective, within-subject controlled clinical trial*. Clinical oral implants research, 2013. **24**(1): p. 96-103.
5. Petersen, P.E. and T. Yamamoto, *Improving the oral health of older people: the approach of the WHO Global Oral Health Programme*. Community dentistry and oral epidemiology, 2005. **33**(2): p. 81-92.
6. Slade, G., A. Akinkugbe, and A. Sanders, *Projections of US edentulism prevalence following 5 decades of decline*. Journal of dental research, 2014. **93**(10): p. 959-965.
7. Awad, M.A., et al., *Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures: a randomized clinical trial in a senior population*. International Journal of Prosthodontics, 2003. **16**(4).
8. Emami, E., et al., *Impact of implant support for mandibular dentures on satisfaction, oral and general health-related quality of life: a meta-analysis of randomized-controlled trials*. Clinical oral implants research, 2009. **20**(6): p. 533-544.

9. Martínez-González, J.M., et al., *Impact of prosthetic rehabilitation type on satisfaction of completely edentulous patients. A 5-year prospective study.* Acta Odontologica Scandinavica, 2013. **71**(5): p. 1303-1308.
10. Geckili, O., et al., *Comparison of patient satisfaction, quality of life, and bite force between elderly edentulous patients wearing mandibular two implant-supported overdentures and conventional complete dentures after 4 years.* Special Care in Dentistry, 2012. **32**(4): p. 136-141.
11. Prithviraj, D., et al., *A comparison of masticatory efficiency in conventional dentures, implant retained or supported overdentures and implant supported fixed prostheses: a literature review.* Journal of Dental Implants, 2014. **4**(2): p. 153.
12. Abdoel, S.F., et al., *Implant-supported mandibular overdentures: a retrospective case series study in a daily dental practice.* International journal of implant dentistry, 2021. **7**(1): p. 1-10.
13. Doundoulakis, J.H., et al., *The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture.* The Journal of the American Dental Association, 2003. **134**(11): p. 1455-1458.
14. Turkeyilmaz, I., A.M. Company, and E.A. McGlumphy, *Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients.* Gerodontology, 2010. **27**(1): p. 3-10.
15. Fontijn-Tekamp, F., et al., *Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions.* Journal of dental research, 2000. **79**(7): p. 1519-1524.
16. Slagter, A., et al., *Human jaw-elevator muscle activity and food comminution in the dentate and edentulous state.* Archives of oral biology, 1993. **38**(3): p. 195-205.

17. Slagter, A., et al., *Comminution of food by complete-denture wearers*. Journal of dental research, 1992. **71**(2): p. 380-386.
18. Goodacre, C. and B. Goodacre, *Fixed vs removable complete arch implant prostheses: A literature review of prosthodontic outcomes*. Eur J Oral Implantol, 2017. **10**(Suppl 1): p. 13-34.
19. Kattadiyil, M.T., A. AlHelal, and B.J. Goodacre, *Clinical complications and quality assessments with computer-engineered complete dentures: A systematic review*. The Journal of prosthetic dentistry, 2017. **117**(6): p. 721-728.
20. Alsabeeha, N., et al., *Mandibular single-implant overdentures: a review with surgical and prosthodontic perspectives of a novel approach*. Clinical oral implants research, 2009. **20**(4): p. 356-365.
21. Fontijn-Tekamp, E., et al., *Bite forces with mandibular implant-retained overdentures*. Journal of dental research, 1998. **77**(10): p. 1832-1839.
22. Van Kampen, F., et al., *The influence of various attachment types in mandibular implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG*. Journal of Dental Research, 2002. **81**(3): p. 170-173.
23. Cune, M., et al., *Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2005. **94**(5): p. 471.
24. Bakke, M., B. Holm, and K. Gotfredsen, *Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study*. International Journal of Prosthodontics, 2002. **15**(6).
25. Thomason, J.M., et al., *Patient satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures* 6

months after delivery. *International Journal of Prosthodontics*, 2003. **16**(5).

26. Naert, I., G. Alsaadi, and M. Quirynen, *Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study*. *International Journal of Prosthodontics*, 2004. **17**(4).

27. Heydecke, G., et al., *Within-subject comparisons of maxillary fixed and removable implant prostheses: Patient satisfaction and choice of prosthesis*. *Clinical Oral Implants Research*, 2003. **14**(1): p. 125-130.

28. Strassburger, C., T. Kerschbaum, and G. Heydecke, *Influence of implant and conventional prostheses on satisfaction and quality of life: A literature review. Part 2: Qualitative analysis and evaluation of the studies*. *International Journal of Prosthodontics*, 2006. **19**(4).

29. Van Der Bilt, A., F.M. Van Kampen, and M.S. Cune, *Masticatory function with mandibular implant-supported overdentures fitted with different attachment types*. *European Journal of Oral Sciences*, 2006. **114**(3): p. 191-196.

30. Fueki, K., et al., *Effect of implant-supported or retained dentures on masticatory performance: a systematic review*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2007. **98**(6): p. 470-477.

31. Adell, R., et al., *A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws*. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1990. **5**(4).

32. Muller, K., J. Morais, and J. Feine, *Nutritional and anthropometric analysis of edentulous patients wearing implant overdentures or conventional dentures*. *Brazilian dental journal*, 2008. **19**: p. 145-150.

33. Oh, S.H., et al., *Comparison of fixed implant-supported prostheses, removable implant-supported prostheses, and complete dentures: patient satisfaction and oral health-related*

quality of life. Clinical oral implants research, 2016. 27(2): p. e31-e37.

34. Brandt, S., et al., *Locator® versus ceramic/electroplated double-crown attachments: a prospective study on the intraindividual comparison of implant-supported mandibular prostheses*. Clinical oral investigations, 2019. 23(2): p. 763-770.

35. Maló, P., et al., *The All-on-4 treatment concept for the rehabilitation of the completely edentulous mandible: a longitudinal study with 10 to 18 years of follow-up*. Clinical implant dentistry and related research, 2019. 21(4): p. 565-577.

36. Feine, J.S., et al., *The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients*. Gerodontology, 2002. 19(1): p. 3-4.

37. Thomason, J.M., et al., *Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients--the York Consensus Statement*. Br Dent J, 2009. 207(4): p. 185-6.

38. Jokstad, A., *Implant retained or conventional dentures, which give more patients satisfaction?* Evidence-based dentistry, 2006. 7(4): p. 96-97.

39. Kronstrom, M. and G.E. Carlsson, *An international survey among prosthodontists of the use of mandibular implant-supported dental prostheses*. Journal of Prosthodontics, 2019. 28(2): p. e622-e626.

40. Stoker, G., D. Wismeijer, and M. Van Waas, *An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of aftercare and cost-analysis with three types of mandibular implant-retained overdentures*. Journal of dental research, 2007. 86(3): p. 276-280.

41. Meijer, H.J., et al., *Mandibular overdentures supported by two Brånemark, IMZ or ITI implants: a ten-year*

*prospective randomized study*. Journal of clinical periodontology, 2009. **36**(9): p. 799-806.

42. Gray, D. and J. Patel, *Implant-supported overdentures: part 1*. British Dental Journal, 2021. **231**(2): p. 94-100.

43. El Mekawy, N. and M.-Y. Elhawary, *Clinical evaluation of inter-implant distance influence on the wear characteristics of low-profile stud attachments used in mandibular implant-retained overdentures*. Journal of clinical and experimental dentistry, 2019. **11**(1): p. e33.

44. Sánchez-Siles, M., et al., *Long-term evaluation of quality of life and satisfaction between implant bar overdentures and conventional complete dentures: A 23 years retrospective study*. Clinical implant dentistry and related research, 2018. **20**(2): p. 208-214.

45. Kobayashi, M., et al., *Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque of three overdenture attachment systems*. Clinical oral implants research, 2014. **25**(4): p. 426-434.

46. Matthys, C., et al., *Five years follow-up of mandibular 2-implant overdentures on locator or ball abutments: Implant results, patient-related outcome, and prosthetic aftercare*. Clinical implant dentistry and related research, 2019. **21**(5): p. 835-844.

47. Swain, M.V., *Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: a review of in vitro investigations on retention and wear features*. Int J Prosthodont, 2009. **22**(5): p. 429-0.

48. Celik, G. and B. Uludag, *Effect of the Number of Supporting Implants on Mandibular Photoelastic Models with Different Implant-Retained Overdenture Designs*. Journal of Prosthodontics, 2014. **23**(5): p. 374-380.

49. Tokar, E. and B. Uludag, *Effects of Low-Profile Stud Attachment Configurations on Stress Distribution Characteristics of Implant-Retained Overdentures*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2018. **33**(4).

50. Miler, A., et al., *Locator(R) attachment system for implant overdentures: a systematic review*. Stomatologija, 2017. **19**(4): p. 124-129.

51. Elsyad, M., et al., *Locators versus magnetic attachment effect on peri-implant tissue health of immediate loaded two implants retaining a mandibular overdenture: a 1-year randomised trial*. Journal of oral rehabilitation, 2016. **43**(4): p. 297-305.

52. Nguyen, C.T., et al., *The effect of denture cleansing solutions on the retention of pink Locator attachments: an in vitro study*. Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry, 2010. **19**(3): p. 226-230.

53. Trakas, T., et al., *Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review*. Implant Dent, 2006. **15**(1): p. 24-34.

54. Kleis, W.K., et al., *A comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures: one-year report*. Clin Implant Dent Relat Res, 2010. **12**(3): p. 209-18.

55. Alsabeeha, N., et al., *Attachment systems for mandibular single-implant overdentures: an in vitro retention force investigation on different designs*. International Journal of Prosthodontics, 2010. **23**(2).

56. Srinivasan, M., et al., *Implant overdentures retained by self-aligning stud-type attachments: A clinical report*. The Journal of prosthetic dentistry, 2020. **123**(1): p. 6-14.

57. Mahanna, F.F., et al., *Satisfaction and Oral Health-Related Quality of Life of Different Attachments Used for Implant-Retained Overdentures in Subjects with Resorbed Mandibles: A*

Crossover Trial. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2020. **35**(2).

58. Sadig, W., *A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures*. Quintessence International, 2009. **40**(4).

59. Khurana, N., et al., *A Comparative Evaluation of Stress Distribution with Two Attachment Systems of Varying Heights in a Mandibular Implant-Supported Overdenture: A Three-Dimensional Finite Element Analysis*. Journal of Prosthodontics, 2019. **28**(2): p. e795-e805.

60. Hong, H.R., et al., *Effect of implant position, angulation, and attachment height on peri-implant bone stress associated with mandibular two-implant overdentures: a finite element analysis*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2012. **27**(5): p. e69-76.

61. Ebadian, B., et al., *Stress analysis of mandibular implant-retained overdenture with independent attachment system: effect of restoration space and attachment height*. Fixed Removable Hybrid Prosthesis, 2015. **1**: p. 61-67.

62. UZ, B.B., B. ALTAN, and Ş. ÇINAR, *İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Ataşman Seçim Kriterleri Ve Önemi*. Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi. **4**(1): p. 38-47.

63. Ying, Z., et al., *Influence of Attachment Height and Shape on Lateral Force Transmission in Implant Overdenture Treatment*. International Journal of Prosthodontics, 2017. **30**(6).

64. Geckili, O., et al., *The influence of momentary retention forces on patient satisfaction and quality of life of two-implant-retained mandibular overdenture wearers*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2015. **30**(2).

65. Stoumpis, C. and R.J. Kohal, *To splint or not to splint oral implants in the implant-supported overdenture therapy? A*

*systematic literature review*. Journal of oral rehabilitation, 2011.  
**38**(11): p. 857-869.

## BÖLÜM II

### Güncel Gelişmeler Işığında Endokron Restorasyonlar

**Ezgi ARSLAN<sup>1</sup>**  
**Canan AKAY<sup>2</sup>**

#### Giriş

Aşırı kron harabiyetine uğramış dişlerin rehabilitasyonunda tedavi seçeneklerimiz ve kullandığımız materyaller gün geçtikçe gelişmektedir. Bu da bize alternatif tedavi yöntemlerinin ve materyallerin kullanımının yolunu açmaktadır. Bu tedavi seçeneklerinden umut verici olanlardan bir tanesi de pulpa odasına uzatılan kısmı ile makromekanik tutunma sağlayan endokron restorasyonlardır. Computer Aided Desing/ Computer Aided Manufacuring (CAD/CAM) sistemlerin diş hekimliği hayatına dahil olması ile birlikte kullandığımız ağız içi tarayıcılar ile daha net bir ölçü alınması ve bunun sonucunda daha uyumlu endokron

---

<sup>1</sup> Araş. Gör. Dt. Ezgi ARSLAN, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

<sup>2</sup> Prof. Dr. Canan AKAY, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

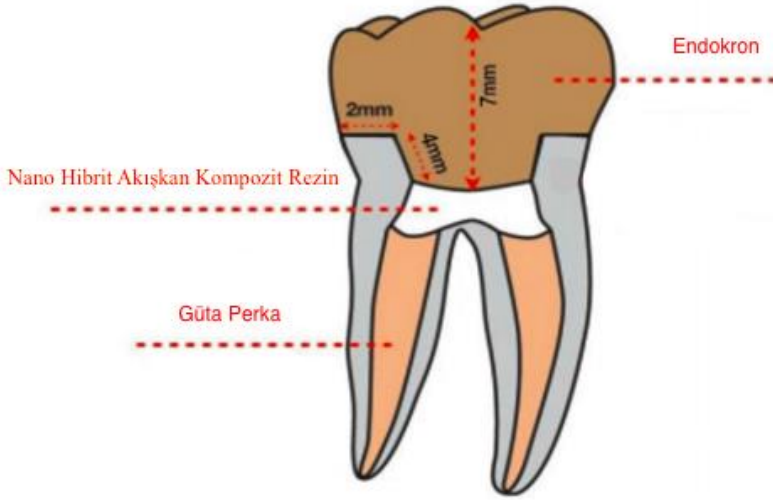
restorasyonların kısa sürelerde üretilmesi sağlanmıştır. (Mertsöz, Ongun, & Ulusoy, 2023)

Post-kor sistemlerinin kök içerisinden destek alma prensibi dişi zayıflatmaktadır. Endokron restorasyonun monoblok şeklindeki tasarımı pulpa odasına uzanmakta fakat kök kanallarına geçmemektedir. Bu da postun uygulanmasının zor olduğu kalsifiye kanallı dişlerde ya da ince kök yapısına sahip dişlerde iyi bir tedavi alternatifi olarak karşımıza çıkmaktadır.(Fages & Bennasar, 2013) Endokron restorasyonlar post-kor restorasyonlara olan ihtiyacı azaltırken minimal invaziv kavite preperasyonu gerçekleştirebilmemizi sağlamaktadır. Endokron restorasyonlar, fazla madde kaybına uğramış dişlerin tedavisinde kullanılması planlanan kron, inley/onley gibi tedavi seçeneklerinin avantajlarını birleştirmektedir. Endokron restorasyonlar hasar görmüş diş dokusu kaldırıldıktan sonra marjinlerde korunan mine dokusu ile adeziv bağlantısı da sağlanmaktadır.(Hassounah, Jum'ah, Ferrari, & Wood, 2020)

Bu bölümde fazla madde kaybına uğramış kanal tedavili dişlerin tedavi seçeneklerinden endokron restorasyonlar hakkında güncel gelişmelere dair bilgi edinmek ve seçilecek materyalin kullanım alanlarını daha iyi belirlemek amaçlanmıştır.

### **Endokron Restorasyonların Özellikleri**

Endokron restorasyonlar yeterli tutuculuğun sağlanabilmesi amacıyla en az 2mm servikal marjin genişliğe ve minimum 3mm derinliğe ihtiyaç duymaktadır (*Şekil 1.*)(Çiriş & Altıntaş, 2022) Özellikle köklerde dilaserasyon gibi anatomik varyasyonların varlığında post-kor yapılmasının güç olduğu ve okluzal dikey boyutun azaldığı durumlarda kullanılması önerilmektedir.(Thomas, Kelly, Tagiyeva, & Kanagasingam, 2020)



*Şekil 1. Endokron restorasyonun tasarımı*

Endokron restorasyonlara alternatif olarak kullanılan post-kor sistemler ve üst yapı olarak tercih edilen kronların klinik başarısı kanıtlanmış olsa da yüksek stres birikiminden dolayı kökte oluşan kırıklara sebep olabilmektedir. Buna ek olarak kron restorasyonu yapılırken preperasyon sırasında fazladan madde kaybı gerçekleşebilmektedir. Bu da zaten madde kaybına uğramış dişlerin fiziksel olarak daha da zayıflamasına neden olabilmektedir. Endokron restorasyonda ise tutuculuk hem restorasyonun pulpa odasına uzanan tasarımından hem de yapıştırılmasında kullanılan simandan kaynaklandığı için diş preperasyonundaki gibi tutuculuk adına fazladan madde kaybına sebep olmamaktadır.(Sedrez-Porto, Münchow, Valente, Cenci, & Pereira-Cenci, 2019)

Endokron restorasyon için tüm kenarların mümkün olduğunca dişeti üzerinde kalması istenmektedir. Endokron restorasyon için kullanılacak materyal, dentine yakın eğilme katsayısına sahip olmalı ve fazla materyal kaybına uğramış dişlerin üzerine gelen stresi azaltmalıdır. Endokron restorasyonların yapımında kullanılacak olan materyal bir indirekt rezin kompozit olarak seçilecekse okluzal düzlemde 1-1,5mm; seramik materyal

seçilecekse 2mm azaltılması önerilmektedir. Buna ek olarak “İmmediat dentin sealing” tekniğinin kullanılması ile mikro sızıntının azaltılması ve dentine bağlantının artırması hedeflenmektedir.(Papalexopoulos, Samartzi, & Sarafianou, 2021)

Endokron restorasyonların preperasyonu kabaca 3 sınıfa ayrılmaktadır (Şekil 2.). Bu sınıflama dişte geriye kalan aksiyel duvarların durumuna göre yapılmaktadır. Sınıf III’e doğru gidildikçe klinik başarı oranı da düşmektedir.(Ural & Çağlayan, 2021)



*Şekil 2. Endokron restorasyonun preperasyon sınıflaması*

### **Endokron Restorasyonların Avantajları**

Endokron restorasyonlar adeziv diş hekimliğindeki ve dijital diş hekimliğindeki gelişmeler ile birlikte popülerliğini yeniden kazanan bir tedavi seçeneğidir.

Endokron restorasyonların avantajları;

- Hazırlık aşamasının kolay olması
- Hastanın ünite geçirdiği sürenin azalması
- Düşük maliyet gerektirmesi
- Kırılma direncinin yüksek olması
- Daha az madde kaybı
- Çiğneme kuvvetlerinin daha dengeli dağılımı

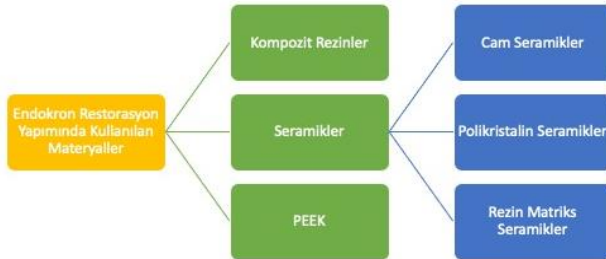
- Estetik olması
- Periodontal sağlığı koruması
- CAD/CAM blokları ile tek seansta üretilebilmesi (Thomas et al., 2020)

### **Endokron Restorasyonların Dezavantajları**

Endokron restorasyon sınırlarının mümkün olduğu kadar diş etinin üzerinde yer alması gerekmektedir. Bu tip restorasyonlarda izolasyonun sağlanabilmesi ve restorasyonun yapıştırılabilmesi büyük önem taşımaktadır. Bunun yanı sıra restorasyon yapılacak dişin servikal marjin genişliğinin 2mm'den ve pulpa derinliğinin de 3mm'den az olmaması istenmektedir. Endokron restorasyonların yapımını sınırlandıran bu limitasyonlarda yapımı kontrendike olmaktadır.(Fages & Bennasar, 2013)

### **Endokron Restorasyonların Yapımında Kullanılan Materyaller**

Endokron restorasyonların yapımında kullanılan alümina seramik materyali yüksek elastisite modülüsüne sahiptir. Bu materyalin sert yapısı yüksek stres birikimine ve restorasyon altında kalan dişte kırıklara sebep olmaktadır. Güncel materyallerin piyasaya sürülmesiyle birlikte alümina seramiklerin kullanımı terk edilmektedir.(Aversa et al., 2009). Günümüzde endokron restorasyon yapımında kompozit rezinler, seramikler ve polietereeterketon (PEEK) gibi materyaller kullanılmaktadır (Şekil 3).



*Şekil 3. Endokron restorasyon yapımında kullanılan materyaller*

Endokron restorasyonların yapımında lityum disilikat, feldspatik porselen, monolitik zirkonya gibi seramik materyaller tercih edilmektedir. Bu materyaller mükemmel optik özelliklere sahip olsalar bile dişlerin biyomekanik karakterine uymayacak şekilde kırılğan materyallerdir. Bu materyallere alternatif olarak kompozit rezinler, rezin nanoseramikler, polimer infiltre seramikler kullanılabilir. Bu materyaller kullanılarak üretilen restorasyonlar gelen stresleri dentine yakın elastisite modülü sayesinde daha iyi karşılayacaktır.(Sedrez-Porto, Münchow, Cenci, & Pereira-Cenci, 2020)

Laboratuvar ortamında indirekt kompozit rezinlerden üretilen endokron restorasyonlar minimum diş hazırlığı ile optimum estetik şartları sağlamaktadır. Bunun yanı sıra polimerizasyon sırasındaki büzülme siman ile sınırlı kalmıştır. İdeal proksimal temaslar, iyi bir marjinal adaptasyon ve artmış aşınma direncine sahiptir.(Sevimli, Cengiz, & Selçuk, 2015)

Diş hekimliğinde fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinlerin kullanımı yaygınlaşmıştır. Fiber ilavesi kompozit rezinin mekanik özelliklerini iyileştirmiş ve seramik ve kompozit rezin materyallere bir alternatif olmuştur. Ek olarak CAD/CAM ile kompozit bloklardan üretilen endokron restorasyonların, seramik bloklardan elde edilen endokron restorasyonlara benzer mekanik ve fiziksel özellikler göstermişlerdir.(Sevimli et al., 2015)

CAD/CAM sistemlerinin gelişmesi ile kliniğe gelen hasta için aynı seansta endokron restorasyonun üretilmesi ve kaviteye yerleştirilmesi sağlanmıştır. Geleneksel kron restorasyonlar ile karşılaştırıldığında yüksek dayanıklılık ve stabiliteye sahip olduğu görülmüştür. Yapılan çalışmalarda uzun dönem klinik başarısının da yüksek olduğu bildirilmiştir. Yeni nesil CAD/CAM materyaller ile yüksek estetik ve optik özelliklere sahip olan seramik materyallerin karşıt dişte sebep olduğu aşınma, özellikle arka bölgeye gelen kuvvetler ile kırılması gibi dezavantajlar ortadan kalkmaktadır. Bu materyaller iyi stres dağıtma özellikleri sayesinde üzerine gelen kuvveti daha iyi karşılayabilmektedir.(Zheng et al., 2021)

Seramik materyallerden üretilen endokronlar kimyasal olarak daha stabil olmaktadır. Biyouyumluluklarının iyi olmasına rağmen yapıştırıldıktan sonra ağız içerisinde tamirleri kolay değildir. Kompozit rezinlerin ise tamirleri seramiklerle karşılaştırıldığında kolay olmasına rağmen mekanik özellikleri seramik restorasyonlara göre daha düşüktür. Bu nedenle hem seramik materyallerin avantajlarını hem de kompozit rezinlerin avantajlarını birleştiren materyaller piyasaya çıkmıştır. (Abtahi, Alikhasi, & Siadat, 2022)

Son yıllarda popülerlik kazanan PEEK materyali %20 seramik doldurucu ile modifiye edilmiştir. Modifiye PEEK materyali 3,6-4 GPa elastisite modülü ile kemiğe benzer elastik özellikler taşımaktadır. Bu durum materyalin iyi bir stres kırıcı olmasına olanak tanır. Yapıştırılmasında kullanılan rezin siman ile iyi bir tutuculuk özelliği sağlamaktadır. Bunların yanı sıra kenar adaptasyonu yüksektir. PEEK materyali radyolusent özelliği sayesinde de sekonder çürüklerin teşhisini kolaylaştırmaktadır. Cıllanabilirliği yüksek olması, plak tutulumunun düşük olması, biyouyumluluğunun yüksek olması, iyi bir aşınma direncine sahip olması da materyalin diğer avantajlarındandır. (Godil, Kazi, Wadwan, Gandhi, & Dugal, 2021)

Endokron restorasyonların yapımında seçilen materyalin yüksek elastisite modülüne sahip olması gerekmektedir. Bu durum materyalin içerisindeki stresleri arttırsa bile restorasyon altında kalan siman tabakasına gelen gerilimi azaltmaktadır. Kullanılan simanın da kullanılması planlanan materyal kadar tedavide kritik bir rolü olduğu bilinmektedir. Endokron restorasyonların zayıf halkası ve tedavideki uzun dönem başarısını etkileyecek olan başlıca faktörlerden birinin siman olduğu bildirilmektedir. (Tribst et al., 2021)

Aşırı harabiyete uğramış kanal tedavili dişlerin restore edilmesinde kullanılan endokron restorasyonlarda kullanılan materyallerin avantajları ve dezavantajları; (tablo1)

*Tablo 1. Endokron restorasyon yapımında kullanılan bazı materyallerin avantajları ve dezavantajları*

| <b>MATERYAL</b>                     | <b>AVANTAJ</b>                                                                                                                                          | <b>DEZAVANTAJ</b>                                                                     |
|-------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Kompozit bloklar</b>             | Dentine benzer elastisite modülü<br>Kullanımı kolay<br>Yeterli estetik<br>Marjinal adaptasyon iyi<br>Stres absorpsiyonu iyi<br>Ağız içinde tamiri kolay | Mikrosızıntı<br>Renklenme<br>Aşınma direnci diğer materyallere kıyasla düşük          |
| <b>Lityum disilikat cam seramik</b> | İyi mekanik dayanıklılık<br>Ayarlanabilir renk<br>Dişe bağlanma kapasitesi yüksek<br>Estetik<br>Kırılmaya dirençli                                      | Tamiri zor<br>Yüksek maliyet                                                          |
| <b>Feldspatik Seramik</b>           | Biyouyumlu<br>Estetik                                                                                                                                   | Kırılgan                                                                              |
| <b>PEEK</b>                         | Yüksek kırılma direnci<br>Kemiğe benzer elastisite modülü<br>Stres kırıcı özelliği<br>Yüksek aşınma direnci<br>Düşük alerjik reaksiyon                  | Mikrosızıntı<br>Renklenme<br>Gri renk özelliği sebebiyle ek materyale ihtiyaç duyması |

### **Endokron Restorasyonların Simantasyonu**

Endokron restorasyonların tutunması için günümüzde rezin simanlardan yararlanılmaktadır. Endokron restorasyon yüzeylerinin hidroflorik asit ile pürüzlendirilmesi veya kumlama yapılması ve ardından silan uygulanması önerilmektedir. Preperasyonu gerçekleştirilmiş diş yüzeylerine ise %37'lik ortofosforik asit ile pürüzlendirme işlemi yapılması gerekmektedir. Ardından aplikatör yardımı ile bond uygulaması yapılmaktadır. Son

aşama olan adezyon, dual cure self adeziv simanlar ile kullanıcı talimatlarına uygun şekilde ışınlanarak geręekleřtirilmektedir.(Üştün, 2019)

Endokron restorasyonlar ile kullanılan rezin siman arasındaki bağlanma eğer zayıf geręekleřmiř ise bu restorasyon üzerine gelen kuvvetlerin de homojen dağılımını etkileyecektir. Bu durum rezin simanın koheziv başarısızlığa sebep olabilmektedir. Lityum disilikat cam seramiğin yapısı yüzey işlemlerinden bağımsız olarak diğer seramikler ile karşılaştırıldığında daha güçlü bir bağlanma özelliği göstermektedir.(El-Damanhoury, Haj-Ali, & Platt, 2015)

## **Sonuç**

Fazla madde kaybına uğramış kanal tedavili dişlerin tedavi seğeneklerini değerlendirdiğimizde dişte kalan yapının desteklendiği daha estetik sonuğların elde edilebileceği bir tedavi seğeneği olan endokron restorasyonları göz önünde bulundurmamız gerekmektedir. CAD/CAM sistemi kullanımının artması ile birlikte endokron restorasyon yapımında kullanılan materyaller de gelişmiştir. Endokron restorasyonların üretiminde kullanılacak materyallerin özellikleri, uzun dönem klinik başarılarının değerlendirilmesi için daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

## KAYNAKÇA

Abtahi, S., Alikhasi, M., & Siadat, H. (2022). Biomechanical behavior of endocrown restorations with different cavity design and CAD-CAM materials under a static and vertical load: A finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 127(4), 600. e601-600. e608.

Aversa, R., Apicella, D., Perillo, L., Sorrentino, R., Zarone, F., Ferrari, M., & Apicella, A. (2009). Non-linear elastic three-dimensional finite element analysis on the effect of endocrown material rigidity on alveolar bone remodeling process. *Dental Materials*, 25(5), 678-690.

Çiriş, G. S., & Altıntaş, E. (2022). Comparison of Fracture Strength of Modified PEEK, Nanohybrid Ceramic, Monolithic Zirconium Endocrowns Produced with CAD/CAM System. *Meandros Medical & Dental Journal*, 23(3).

El-Damanhoury, H. M., Haj-Ali, R. N., & Platt, J. A. (2015). Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Operative dentistry*, 40(2), 201-210.

Fages, M., & Bennasar, B. (2013). The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars. *J Can Dent Assoc*, 79, d140.

Godil, A. Z., Kazi, A. I., Wadwan, S. A., Gandhi, K. Y., & Dugal, R. J. (2021). Comparative evaluation of marginal and internal fit of endocrowns using lithium disilicate and polyetheretherketone computer-aided design-computer-aided manufacturing (CAD-CAM) materials: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 24(2), 190.

Hassouneh, L., Jum'ah, A. A., Ferrari, M., & Wood, D. J. (2020). Post-fatigue fracture resistance of premolar teeth restored with endocrowns: An in vitro investigation. *Journal of Dentistry*, 100, 103426.

Mertsöz, B., Ongun, S., & Ulusoy, M. (2023). In-Vitro Investigation of Marginal Adaptation and Fracture Resistance of Resin Matrix Ceramic Endo-Crown Restorations. *Materials*, 16(5), 2059.

Papalexopoulos, D., Samartzi, T.-K., & Sarafianou, A. (2021). A thorough analysis of the endocrown restoration: a literature review. *J. Contemp. Dent. Pract*, 22(4), 422-426.

Sedrez-Porto, J. A., Münchow, E. A., Cenci, M. S., & Pereira-Cenci, T. (2020). Which materials would account for a better mechanical behavior for direct endocrown restorations? *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 103, 103592.

Sedrez-Porto, J. A., Münchow, E. A., Valente, L. L., Cenci, M. S., & Pereira-Cenci, T. (2019). New material perspective for endocrown restorations: effects on mechanical performance and fracture behavior. *Brazilian oral research*, 33, e012.

Sevimli, G., Cengiz, S., & Selçuk, O. (2015). Endocrowns. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 49(2), 57-63.

Thomas, R. M., Kelly, A., Tagiyeva, N., & Kanagasingam, S. (2020). Comparing endocrown restorations on permanent molars and premolars: a systematic review and meta-analysis. *British dental journal*, 1-9.

Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. d. O., de Jager, N., Bottino, M. A., de Kok, P., & Kleverlaan, C. J. (2021). Full-Crown Versus Endocrown Approach: A 3D-Analysis of Both Restorations and the Effect of Ferrule and Restoration Material. *Journal of Prosthodontics*, 30(4), 335-344.

Ural, Ç., & Çağlayan, E. (2021). A 3-dimensional finite element and in vitro analysis of endocrown restorations fabricated with different preparation designs and various restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 126(4), 586. e581-586. e589.

Üstün, S. (2019). Endodontik Tedavili Dişlerin Restorasyonunda Adeziv Yaklaşımlar: Literatür Derlemesi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 46(2), 127-136.

Zheng, Z., He, Y., Ruan, W., Ling, Z., Zheng, C., Gai, Y., & Yan, W. (2021). Biomechanical behavior of endocrown restorations with different CAD-CAM materials: A 3D finite element and in vitro analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 125(6), 890-899.

## BÖLÜM III

### İmplant-Abutment Bağlantı Şekilleri

**Lala Cabbarova<sup>1</sup>**  
**Neslihan Güntekin<sup>2</sup>**  
**Ali Rıza Tunçdemir<sup>3</sup>**

#### Giriş

İmplantlar uzun yıllardır diş hekimliğinde dental protezleri desteklemek için kullanılmaktadır. Osseointegre diş implantlarının geliştirilmesiyle, implant destekli protezler, yüksek sağ kalım oranları sayesinde klinik uygulamaların bir parçası haline gelmiştir (Palmer, 1999).

---

<sup>1</sup> Arş.Gör., Necmettin Erbakan Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

<sup>2</sup> Dr.Öğr.Üyesi., Necmettin Erbakan Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

<sup>3</sup> Prof.Dr., Necmettin Erbakan Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Dental implantların klinisyenler tarafından yaygın kullanımı implantların, kullanılan malzemelerin ve protokollerin de hızlıca gelişmesine sebep olmuştur. Bu durum kısmen ‘restorasyon odaklı’ implant diş hekimliğinin gelişmesine katkıda bulunmuştur (Shetty et al., 2014). İmplant-abutment arasındaki bağlantıyı korumak ve kemik rezorpsiyonunu engellemek için farklı sistemler geliştirilmiştir.

## Dental İmplantlar

Uluslararası Standartizasyon Kurumuna (ISO) göre dental implant: ‘Dental protezlerin yer değiştirmesine direnç sağlamak için, maxilla veya mandibulaya cerrahi olarak yerleştirilmek üzere tasarlanmış bir materyal’ olarak tanımlanmıştır (Jokstad et al., 2003).

### Dental İmplantların Parçaları

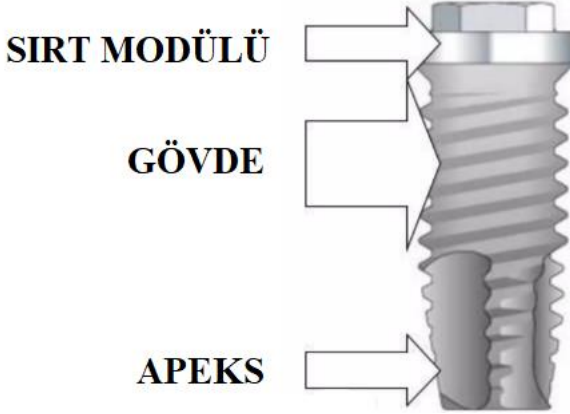
Piyasadaki çoğu implant sistemi iki temel bileşenden oluşmaktadır: implant ve abutment (Şekil 1).



*Şekil 1. Dental İmplantlar*

Hunt ve ark. ise dental implantları iki yerine dört parça şeklinde sınıflandırmışlardır:

1. İmplant gövdesi: Kemik içine yerleştirilen bölümüdür. Bu parça da 3 kısımdan oluşmaktadır (Şekil 2).



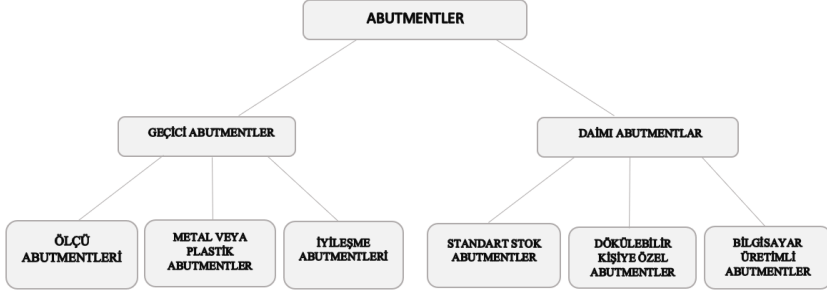
*Şekil 2. İmplant Gövdesi*

2. İmplant boynu: İmplantın yumuşak dokuyla temas ettiği parça
3. Birleşim yeri: İmplant gövdesi ile abutmentin birleştiği yer
4. Restorasyon: Abutment

## **Abutmentlar**

Abutmentlar, implant üstü restorasyonlara; stabilizasyon ve final restorasyon için optimum pozisyon sağlamaktadır (TERZİOĞLU et al., 2015).

Abutmentlar 2 ana başlık altında sınıflandırılmaktadır: Geçici ve Daimi Abutmentlar



*Şekil 3. Abutmentlerin Sınıflandırılması*

### **İmplant-Abutment Bağlantı Şekilleri**

Kemik-abutment-implant arayüzünün stres değerlendirmesi, yükleri biyolojik olarak kabul edilebilir bir seviyede dağıtmak ve kemik kaybını engellemek için yeni protez platform tasarımlarının geliştirilmesi açısından çok önemlidir. Biyomekanik olarak abutmentler, protez bileşenleri ve kemik-implant arayüzü üzerindeki stresi azaltmalı ve yeterli protez stabilitesi sağlamalıdır (Nishioka et al.,2009).

Abutment bağlantılarının geçmişi Branemark'ın dental implantı keşfetmesine dayanmaktadır. İlk tasarlanan abutment Branemark implantı 0.7 mm eksternal hekzagon butt-joint bağlantısına sahiptir. Orijinal eksternal hekzagon tasarımını iyileştirmek için bazı değişiklikler yapılmıştır ve zamanla basit butt-joint bağlantısı, slip-fit ve friction-fit bağlantılarına dönüşmüştür.

İlerleyen zamanlarda internal bağlantının bulunmasıyla beraber implant şirketleri kendi internal bağlantılarını üretmeye başlamış ve piyasada çeşitli protez platformları ortaya çıkmıştır.

Yapılan bir çalışma da, internal konik bağlantıya sahip Astra Tech implant ile butt-joint eksternal bağlantıya sahip Branemark implantı karşılaştırmışlar ve internal konik bağlantının devirici kuvvetlere karşı daha dirençli olduğunu belirtmişlerdir (Norton et al., 1997).

## Eksternal Bağlantı

Eksternal bağlantı tiplerinde abutment, implantın gövdesini dışarıdan çevreler (Chun et al., 2006). Eksternal bağlantılar rotasyonel kuvvetlere karşı koyamadığından altıgen, sekizgen gibi farklı geometrik şekillerde üretilmeye çalışılmıştır. Başlangıçta, implantların yerleştirilmesini kolaylaştırmak için eksternal hekzagon sistemler geliştirildi.



*Şekil 4. Eksternal bağlantı*

Eksternal Bağlantı Sistemlerinin Avantajları:

- Farklı implant sistemleri ile uyumluluk gösterir,
- 2 aşamalı cerrahi işlemlere uygundur. Bu nedenle, ikinci aşamayı ve iyileşme abutmentleri ile bağlantı aşamasını kolaylaştırır,
- Ölçü aşamaları kolaydır,
- Üstyapı parçaları kolay değiştirilebilmektedir,
- Uzun yıllardır kullanımı ile birlikte literatürde komplikasyonlarına yönelik yeterli çözümler bulunabilmektedir (Ceruso et al., 2017).

Eksternal Bağlantı Sistemlerinin Dezavantajları:

- Estetik sonuçları yeterli değildir,
- Heks yapısının boyutlarına bağlı olarak mikrohareketler gözlemlenebilmektedir

- Rotasyon merkezinin yukarıda olması sebebiyle bu sistemler lateral hareketler esnasında rotasyona karşı daha az direnç sağlar ve implant-abutment arayüzünde kemik erimesine sebep olabilecek boşluklar oluşturur,
- Mikrobiyal sızdırmazlığı yeterli değildir,
- Vida gevşemesi sık görülür.

## İnternal Bağlantı

Eksternal bağlantı da görülen komplikasyonları minimuma indirmek ve daha stabil bir bağlantı oluşturmak için geliştirilmiştir. İnternal bağlantı da, abutmentin bağlayıcı parçası implant gövdesinin içinde bulunmaktadır. İnternal bağlantılarda da, farklı geometrik yapılarda tasarımları vardır. Aralarında en yaygın kullanılanlar: internal hekzagon ve morse taper bağlantılardır (Macedo et al., 2016).



*Şekil 5. İnternal Bağlantı*

İnternal Bağlantı Sisteminin Avantajları:

- Bağlantılar daha kolay ve daha sağlam sağlanır,
- Daha iyi estetik sonuçlar elde edilir,
- Vida gevşemeleri daha az gözlemlenir,

- Tek aşamalı implant yerleştirmelerine daha uygundur,
- Lateral hareketlere karşı daha iyi direnç sağlar,
- Stres dağılımı daha dengelidir,
- Mikrobiyal sızdırmalık,
- Platform switch seeneği daha fazla bulunmaktadır (Shafie. 2014)

#### İnternal Bağlantı Sistemlerinin Dezavantajları:

- Birleşim bölgelerinde implantın lateral duvarları inceler,
- Paralel yerleştirilmeyen çoklu implantlar da, internal bağlantıların kullanımı sınırlıdır (Soares et al., 2009),
- Literatür alışmaları eksternal bağlantı çalışmalarına göre daha azdır (Shafie. 2014).

### **Konik Bağlantılar**

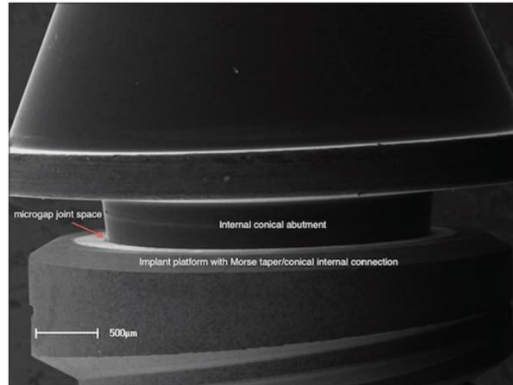
Konik bağlantılar, abutmentin dış duvarı ile implantın i duvarı arasındaki mekanik sürtünme nedeniyle sistemi kilitler ve abutmentin herhangi bir dönüşü gözlemlenmez. Bu bağlantılar arasında sabitleme vidası hem olabilir, hem de olmayabilir. Ancak her durumda bu sistemdeki bağlantı ve stabilite, temas eden yüzeyler arasındaki sürtünmeye ve n yüke bağlıdır (Maeda et al., 2006).

Diğer implant sistemlerinde ve farklı cerrahi prosedürlerinde marjinal kemik kaybı gözlemlenirken, konik abutment bağlantılar da, dokularla daha iyi stabilite gözlemlenmektedir (Liu et al., 2017).

Xijie Yu ve ark. tarafından yapılan bir çalışma da, konik olan ve konik olmayan internal bağlantılar karşılaştırılmış ve iki bağlantı sisteminin sağkalım oranlarında anlamlı fark gözlemlenmemiştir (Arnhart et al., 2012; Cooper et al., 2015; Kaminaka et al., 2015).

## Morse Taper

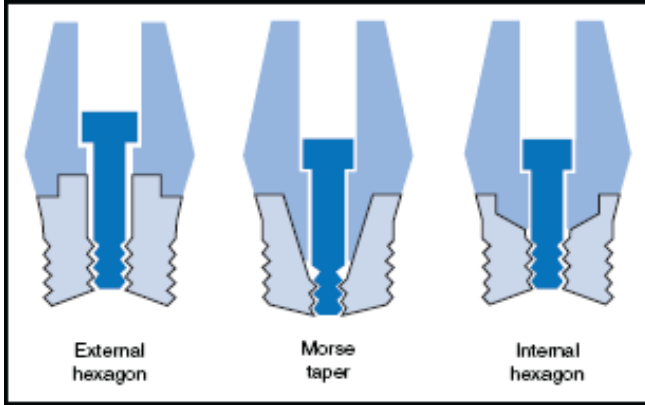
1864 yılında Stephen A. Morse tarafından geliştirilmiş bu konsept, ortaya çıkmasından bu yana bir çok alanda çeşitli makineler için kullanılmaktadır. Morse taper, “koni içinde koni” konsepti şeklinde tanımlanmaktadır. Dental İmplantolojide, ‘erkek’ koni parça, “dişi” koni parça içerisine sıkı şekilde yerleşmektedir. İki bağlantı arasındaki yüksek paralellik sayesinde, “sürtünme kilidi” ile stabilite oluşturlar. Bu tasarım ile hem mükemmel stabilite, hem de arayüzlerdeki sızdırmazlık kapasitesini artırır. Morse taper, taper yüzeyinin komponentlerin longitudinal yüzeyi ile ilişkili olduğu ve dişi ile erkek parçaları arasında eşleşmenin olmadığı açı olarak tanımlanmaktadır (Jokstad et al., 2003; Schmitt et al., 2014; Sasada et al., 2017).



*Şekil 6. Morse taper implant-abutment bağlantısının platform switching olmadan scanning elektronik mikroskop görüntüsü (Macedo et al., 2016)*

Morse taper vida bağlantısı eksternal heksagon bağlantısına göre çok daha dirençlidir. Bunun sebebi, morse taper da vida bağlantısının daha derin ve 8-11° konverjans açısına sahip iç duvarları olmasıdır. İmplantın iç duvarı dayanağı destekler ve stresi azaltır. Bu bağlantı, diğer geleneksel internal ve eksternal heksagon bağlantılarıyla karşılaştırıldığında, abutmentin bükülme mukavemetini artırır (Norton, 1997).

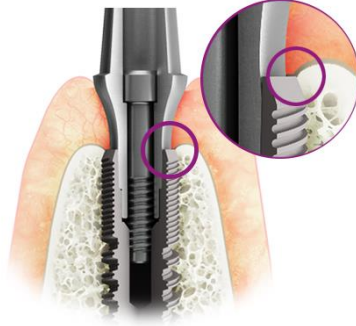
Morse taper tasarımı aynı zamanda ince yumuşak doku fenotipinde bile abutment boynu etrafında daha yüksek yumuşak doku oluşumuna yol açar (Weigl, 2004). Bu tasarım da çok üyeli protezlerin pasif uyumunun sağlanması daha zordur. Ayrıca, diğer protetik sistemlerle uyumu daha sınırlıdır (Pita et al., 2011).



*Şekil 7. İmplant-Abutment Bağlantıları*

## **Platform Switching**

Platform switching konsepti, implant çevresindeki kemik kaybını kontrol edebilmek için geliştirilmiştir. Bu sistem geniş çaplı implantların üzerine daha küçük çaplı protez bileşenlerinin yerleştirilmesini içermektedir. Bu konsept sayesinde yüklemenin ilk yılında implant çevresindeki kemik kaybının azaltılması ve stres dağılımının iyileştirilmesi hedeflenmiştir (Lopez et al., 2009; Guirado et al., 2007; Maeda et., 2008).



*Şekil 8: Platform Switching sistemi ve etrafındaki sert ve yumuşak dokuların profili*

### **Morse Taper ve Platform Switching Kullanılmasının Avantajları:**

- Bağlantı da bulunan mikro boşluk boyutundaki azalma ve bu sayede biyofilm birikiminde azalma görülür.
- Peri-implantitis görülme oranı düşüktür (Albrektsson et al., 2012; Quirynen et al., 2006).
- Yumuşak dokuları daha fazla stabilize etmesiyle beraber indükleyici etkisi bulunur (Maeda et al., 2007; Quirynen et al., 2006).
- Marjinal kemik rezorpsiyonu azalmıştır. (Albrektsson et al., 2012; Novaes et al., 2006).
- İmplant ile ara vida bağlantısının yüklenen temas yüzeyinin tork stabilitesi ve bakımı yüksektir (Albrektsson et al., 2012; Schmitt et al., 2014).
- Mikro hareketlerin bile azalmasına sebep olur.
- Bu tasarım, ek vida tutuculu bağlantı ihtiyacını ortadan kaldırır.

Bir çok literatür taraması sonucu, protez platformlarının gelişimi ve farklı tasarımlar ortaya çıkması açısından önemli olduğu sonucuna varılmıştır. Eksternal hekzagon çok üyeli restorasyonlar için endike iken, tek üyeli restorasyonlar ve estetik bölgelerde internal hekzagon ve Morse taper bağlantı tercihi daha uygundur. Protez platformları doğru endikasyon sonucu tercih edildiğinde implant tedavilerinde yüksek başarı oranı sağlanabilmektedir (Pita et al.,2011).

## KAYNAKÇA

Albrektsson, T., Donos, N., & Working Group 1. (2012). Implant survival and complications. The Third EAO consensus conference 2012. *Clinical Oral Implants Research*, 23, 63-65.

Arnhart, C., Kielbassa, A. M., Martinez-de Fuentes, R., Goldstein, M., Jackowski, J., Lorenzoni, M., ... & Strub, J. R. (2012). Comparison of variable-thread tapered implant designs to a standard tapered implant design after immediate loading. A 3-year multicentre randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*, 5(2), 123-36.

Cannata, M., Grandi, T., Samarani, R., Svezia, L., & Grandi, G. (2017). A comparison of two implants with conical vs internal hex connections: 1-year post-loading results from a multicentre, randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*, 10(2), 161-168.

Ceruso, F. M., Barnaba, P., Mazzoleni, S., Ottria, L., Gargari, M., Zuccon, A., ... & Di Fiore, A. (2017). Implant-abutment connections on single crowns: A systematic review. *Oral & Implantology*, 10(4), 349.

Chun, H. J., Shin, H. S., Han, C. H., & Lee, S. H. (2006). Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(2).

Cooper, L. F., Reside, G., Stanford, C., Barwacz, C., Feine, J., Nader, S. A., ... & McGuire, M. (2015). A multicenter randomized comparative trial of implants with different abutment interfaces to replace anterior maxillary single teeth. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(3).

Guirado, J. L. C., Yuguero, M. R. S., Zamora, G. P., & Barrio, E. M. (2007). Immediate provisionalization on a new implant design for esthetic restoration and preserving crestal bone. *Implant Dentistry*, 16(2), 155-164.

Hunt, P. R., Gartner, J. L., & Norkin, F. J. (2005). Choice of a dental implant system. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 26(4), 239-240.

Jokstad, A., Braegger, U., Brunski, J. B., Carr, A. B., Naert, I., & Wennerberg, A. (2003). Quality of dental implants. *International dental journal*, 53(S6P2), 409-443.

Kaminaka, A., Nakano, T., Ono, S., Kato, T., & Yatani, H. (2015). Cone-beam computed tomography evaluation of horizontal and vertical dimensional changes in buccal peri-implant alveolar bone and soft tissue: a 1-year prospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*, 17, e576-e585.

Liu, Y., & Wang, J. (2017). Influences of microgap and micromotion of implant–abutment interface on marginal bone loss around implant neck. *Archives of oral biology*, 83, 153-160.

López Marí, L., Calvo Guirado, J. L., Martín Castellote, B., Gómez Moreno, G., & López Marín, M. (2009). Implant platform switching concept: an updated review.

Maeda, Y., Horisaka, M., & Yagi, K. (2008). Biomechanical rationale for a single implant-retained mandibular overdenture: an in vitro study. *Clinical oral implants research*, 19(3), 271-275.

Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M., 2007, Biomechanical analysis on platform switching: Is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res*, 18:581-4.

Maeda, Y., Satoh, T., & Sogo, M. (2006). In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication. *Journal of oral rehabilitation*, 33(1), 75-78.

Macedo, J. P., Pereira, J., Vahey, B. R., Henriques, B., Benfatti, C. A., Magini, R. S., ... & Souza, J. C. (2016). Morse taper dental implants and platform switching: The new paradigm in oral implantology. *European journal of dentistry*, 10(01), 148-154.

Nishioka, R. S., de Vasconcellos, L. G. O., & de Melo Nishioka, L. N. B. (2009). External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. *Implant dentistry*, 18(6), 512-520.

Norton, M. R. (1997). Internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design, 67, 236-245.

Norton, M. R. (1997). An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clinical oral implants research*, 8(4), 290-298.

Novaes Jr, A. B., de Oliveira, R. R., Muglia, V. A., Papalexiou, V., & Taba Jr, M. (2006). The effects of interimplant distances on papilla formation and crestal resorption in implants with a morse cone connection and a platform switch: a histomorphometric study in dogs. *Journal of periodontology*, 77(11), 1839-1849.

Palmer, R. (1999). Teeth and implants. *British dental journal*, 187(4), 183-188.

Pita, M. S., Anchietà, R. B., Barao, V. A. R., Garcia Jr, I. R., Pedrazzi, V., & Assunção, W. G. (2011). Prosthetic platforms in implant dentistry. *Journal of Craniofacial Surgery*, 22(6), 2327-2331.

Quirynen, M., Vogels, R., Peeters, W., van Steenberghe, D., Naert, I., & Haffajee, A. (2006). Dynamics of initial subgingival colonization of 'pristine'peri-implant pockets. *Clinical oral implants research*, 17(1), 25-37.

Sasada, Y., & Cochran, D. L. (2017). Implant-Abutment Connections: A Review of Biologic Consequences and Peri-implantitis Implications. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(6).

Schmitt, C. M., Nogueira-Filho, G., Tenenbaum, H. C., Lai, J. Y., Brito, C., Doering, H., & Nonhoff, J. (2014). Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An*

*Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 102(2), 552-574.

Shafie, H. R. (2014). *Clinical and laboratory manual of dental implant abutments*. John Wiley & Sons.

Shetty, M., Shetty, N. H., & Jaiman, R. (2014). Implant abutment connection: biomechanical perspectives. *Journal of Health and Allied Sciences NU*, 4(02), 47-53.

Soares, M. A. D., Pereira, V. A., Santos, A. Z. D., Lenharo, A., & Luiz, N. E. (2009). Estudo comparativo entre as diferentes conexões para implantes dentários. *ImplantNews*, 685-691.

Terzioğlu, H. (2015). İmplant-Abutment Özelliklerinin Tedavinin Başarısındaki Etkisi. *The International journal of prosthodontics*, 1(2), 23-28.

Weigl, P. (2004). New prosthetic restorative features of the Ankylos implant system. *Journal of Oral Implantology*, 30(3), 178-188.

## BÖLÜM IV

### Atomik Kuvvet Mikroskobu (Protetik Diş Tedavisi)

**Necmettin TAŞKIRAN<sup>1</sup>**

**Mahmut Sertaç ÖZDOĞAN<sup>2</sup>**

#### Giriş

Atomik kuvvet mikroskobu, yüzey yapısını benzeri görülmemiş bir çözünürlükte ve doğrulukta görmemizi ve ölçmemizi sağlayan harika bir tekniktir. Bir atomik kuvvet mikroskobu (AFM) bir numunedeki tek tek atomların düzenini gösteren görüntüler elde etmemizi veya tek tek moleküllerin yapısını görmemizi sağlar. AFM, numune yüzeyi üzerinde bir sonda tarayarak, ilerledikçe yüzeyin yüksekliğinin veya topografyasının bir haritasını oluşturarak çalışır. Taramalı prob mikroskoplarının ve özellikle atomik kuvvet mikroskobunun ortaya çıkışı, biyomedikal

---

<sup>1</sup> Araştırma Görevlisi, Diş Hekimi, Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

<sup>2</sup> Doçent Doktor, Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

örneklerin araştırılmasında yeni bakış açıları açtı. (Braga & Ricci, 2004).; Haugstad, 2012)

Atomik kuvvet mikroskobu (AFM), 1986 yılında icat edilmesinden bu yana en yaygın kullanılan yakın alan mikroskopi tekniklerinden biri haline gelmiştir. Taramalı prob mikroskopları (SPM) ailesindeki bir teknik olan atomik kuvvet mikroskobu, fizik, biyoloji ve malzeme bilimi gibi alanlarda değerli bir görüntüleme tekniği olarak kullanılmaktadır. Uygun koşullarda, tahribatsız problemlerle yüzey detaylarını atomik seviyeye kadar çözümleyebilir. AFM, biyolojik numunelerin üç boyutlu yapısını fizyolojik bir ortamda görüntülemek için kullanılabilir (Silikas & ark., 2001).

Numune genellikle havada ortamında görüntülenir, ancak sıvı ortamlarda ve bazı durumlarda vakum altında da görüntüleme olabilir. Yüzey morfolojisi yansımalar veya gölgeler nedeniyle olağan şekilde algılanamaz. Bu nedenle, yüzey üzerindeki 2B dizi içindeki her nokta veya pikselde, keskin bir kuvvet probu kullanılarak yüzey yüksekliği ölçümü yapılır ( Santos & Carvalho, 2019).

Atomik kuvvet mikroskobu veya AFM, bir yüzeyin şeklini nanometre ölçeğine kadar üç boyutlu (3D) ayrıntıda görmek için kullanılan bir yöntemdir. AFM, opaklık veya iletkenlikten bağımsız olarak tüm malzemeleri (sert veya yumuşak, sentetik veya doğal, hücreler ve biyomoleküller gibi biyolojik yapılar dahil) görüntüleyebilir. Işık veya elektron mikroskoplarının aksine, esasen bir yüzeyi görüntülemek için teması kullanır ( Santos & Carvalho, 2019).

AFM'nin dental araştırmalar için önemi, analizin minimum numune hazırlığı ile yapılabilmesidir. Böylece klinik tedaviden hemen sonra elde edilen numuneler bozulmadan kullanılabilir ve klinik koşullar daha gerçekçi bir şekilde yeniden oluşturulabilir. Dental araştırmalarda kullanılan en yaygın yöntem, probun yüzeyle sürekli temas halinde olduğu ve elde edilen görüntünün numune yüzeyinin topografik bir haritası olduğu temas modu (kontakt mod) AFM'dir (Silikas & ark., 2001).

AFM, yüzey değışiklikleri hakkında nicel bilgi elde etmek için kullanılabilir. Dentin tübül çapı ve derinliğı gibi parametreleri ölçmek, AFM yazılımının "kesit analizi" seçeneğı kullanılabilir. AFM'nin pürüzlülük analiz yazılımı, incelenmekte olan dental materyallerin çeşitli pürüzlülük parametrelerini elde etmek için kullanılabilir. AFM kompozitlerin kırılma mekanizmasının incelendiğı fraktografik araştırmalarda kullanılmaktadır. Yüzeyin fraktal boyutları AFM'nin fraktal analiz seçeneğı kullanılarak hesaplanmıştır (Silikas & ark., 2001).

## **Mikroskop**

Mikroskop (Antik Yunanca (mikrós)küçük ve (skopéō) bakmak (bakmak; incelemek), *çıplak* gözle görülemeyecek kadar küçük nesneleri incelemek için kullanılan bir laboratuvar aracıdır. Mikroskopi, mikroskop kullanarak küçük nesneleri ve yapıları inceleme bilimidir. Mikroskobik, mikroskop yardımı olmadıkça gözle görünmez olmak anlamına gelir. Birçok mikroskop türü vardır ve bunlar farklı şekillerde gruplandırılabilir. En yaygın mikroskop (ve ilk icat edilen), ince bir kesitten geçen görünür ışığı kırmak için lensler kullanan optik mikroskoptur.



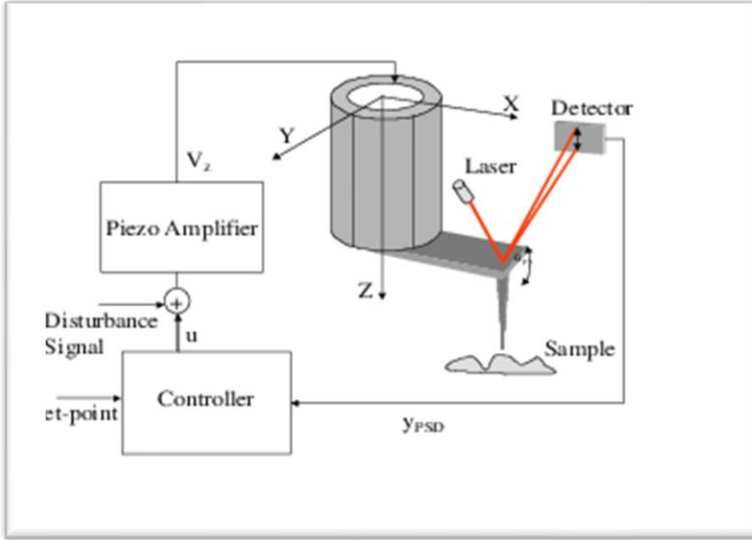
*Şekil 1: Mikroskop*

Diğer başlıca mikroskop türleri,

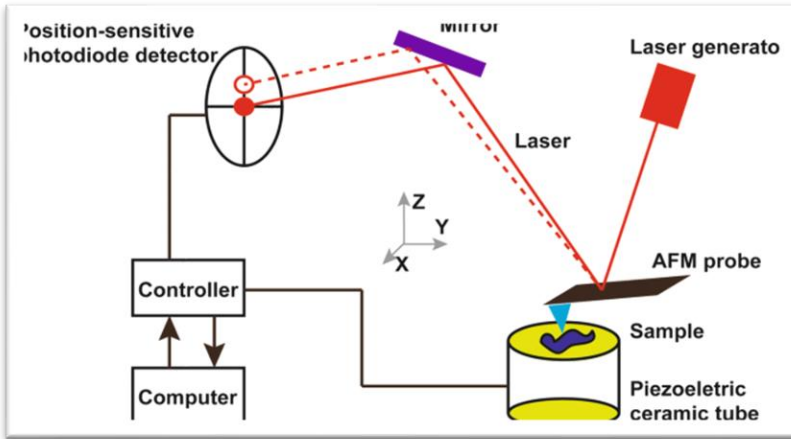
- floresan mikroskobu,
- polarizasyon mikroskobu,
- faz kontrast mikroskobu,
- metalurji mikroskobu,
- elektron mikroskobu (hem transmisyon elektron mikroskobu hem de taramalı elektron mikroskobu),
- karanlık alan mikroskobu,
- X-ray mikroskobu,
- eş odaklı lazer tarama mikroskobu,
- atomik kuvvet mikroskobu.

### **Atomik Kuvvet Mikroskobunun Tarihçesi**

1985 sonbaharında ilk AFM, yalıtım yüzeylerini incelemek için manivela kullanan Gerd Binnig ve Christoph Gerber tarafından yapılmıştır. Numune ucun altından taranırken manivela ucundaki küçük bir kanca yüzeye bastırılmıştır. Uç ve numune arasındaki kuvvet, manivela sapması izlenerek ölçülmüştür (Şekil 2, 3) (El Rifai & Youcef-Toumi, 2002).



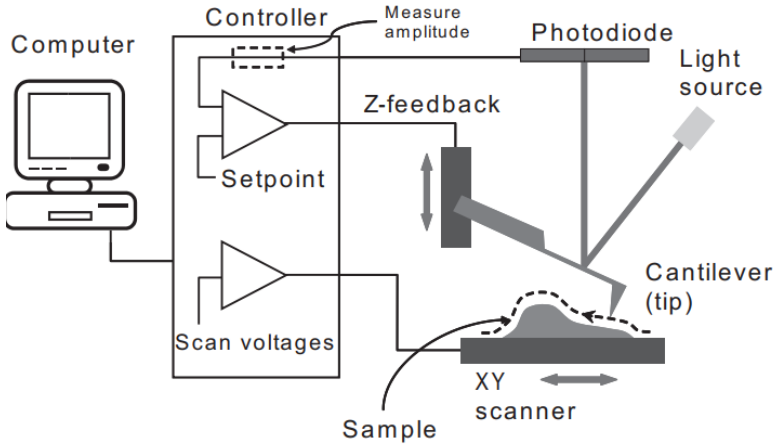
Şekil 2: AFM'nin Bileşenleri (El Rifai & Youcef-Toumi, 2002).



Şekil 3: AFM 'nin bileşenleri (Deng & ark., 2018)

## Atomik Kuvvet Mikroskobunun Temel Çalışma Prensibi

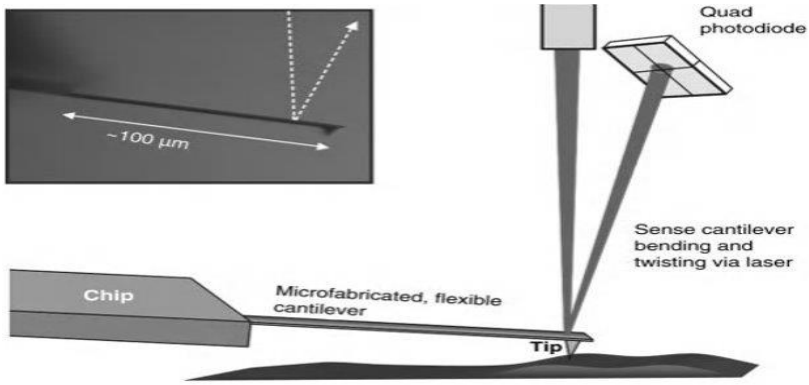
AFM esnek bir maniveladan ve (yüzeyi taramak için kullanılan) buna bağlı sivri bir uçtan oluşur. Nanometre ölçeğinde eğrilik yarıçapı olan bir uç taşır. Uç, numune yüzeyine yakın bir mesafeye getirilince, uç ile yüzey arasındaki kuvvetler manivelanın bükülmesine yol açar. Duruma bağlı olarak AFM'de ölçülen kuvvetler mekanik temas kuvveti, van der Waals kuvveti, kılcallık kuvvet, kimyasal bağ, elektrostatik kuvvet, manyetik kuvvet, Casimir kuvveti, çözünme kuvveti, vb... olabilir. Manivelanın arkasından bir lazer ışını yansıtılır ve manivelanın sapmasındaki küçük değişiklikler, konuma duyarlı bir fotodiyot dedektörü ile tespit edilir. Bu sapma, topografik durumu belirlemek için sistem elektroniği tarafından işlenir (Şekil 4) (Braga & Rıccı, 2004).



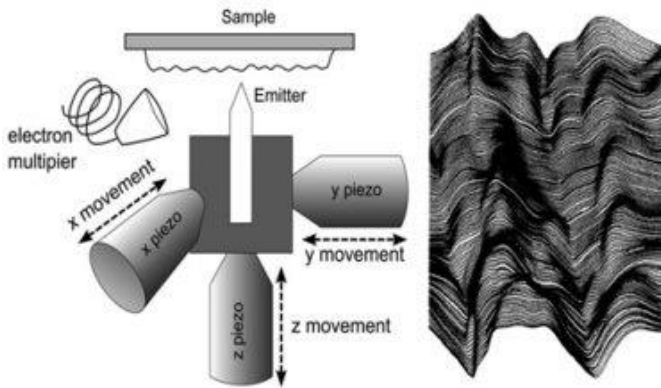
Şekil 4: AFM'nin çalışma şeması (Last & ark., 2010)

Tipik olarak numune, “z” yönünde hareket edip yüksekliği ayarlayan, “x” ve “y” yönünde hareket edip taramayı sağlayan bir dizi piezoelektrik düzenek aracılığıyla taranır. Buna alternatif olarak, her bir x,y,z yönlerine karşılık gelen üç piezokristalin üç ayaklı düzenegi sayesinde tarama yapılabilir. Bu düzenek tüp tarayıcılarda görülen bozulmaları da ortadan kaldırır. Daha yeni düzeneklerde, tarama ucu dikey piezo tarayıcıya monte edilirken,

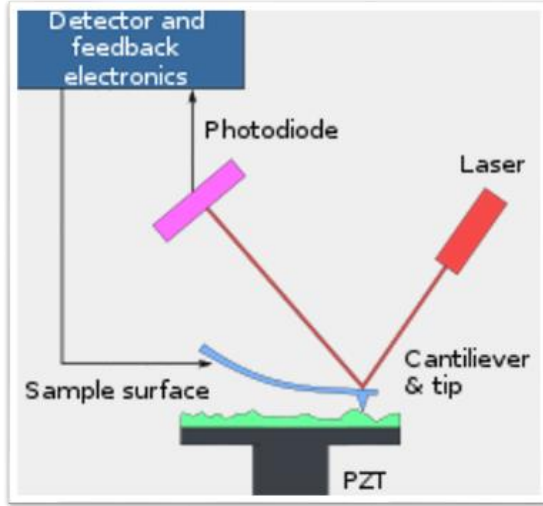
incelenen örnek başka bir piezo grup kullanılarak X, Y doğrultusunda taranır. AFM, yatay eksenlerde boyutları ölçmek için optik veya taramalı elektron mikroskopları gibi geleneksel mikroskoplarla karşılaştırılabilir. Bununla birlikte, bir yüzeye dikey eksenlerde ölçüm yapmak için mekanik profilleyicilerle de karşılaştırılabilir. AFM'nin en büyük avantajlarından biri X, Y ve Z eksenlerinde büyütme yeteneğidir (Şekil 5,6,7) (Eaton & West, 2010).



Şekil 5: AFM'nin temel bileşenlerinin şematik gösterimi: uç/konsol/çip, odaklanmış lazer ışını, dördü fotodiyot (Haugstad, 2012)



Şekil 6: Piezoelektrik düzeneğin X, Y, Z düzlemi (EATON & WEST, 2010)



*Şekil 7: AFM'nin şematik gösterimi*

AFM uygulamaya bağlı olarak çeşitli modlarda kullanılabilir. Bu görüntüleme modları “statik” (temas) ya da “dinamik” (temassız) olabilir. Dinamik modlar manivelanın akustik ya da manyetik yollarla titreştirilmesini gerektirir ve yumuşak yüzeyler için daha yaygın olarak kullanılır (Braga & Ricci, 2004).

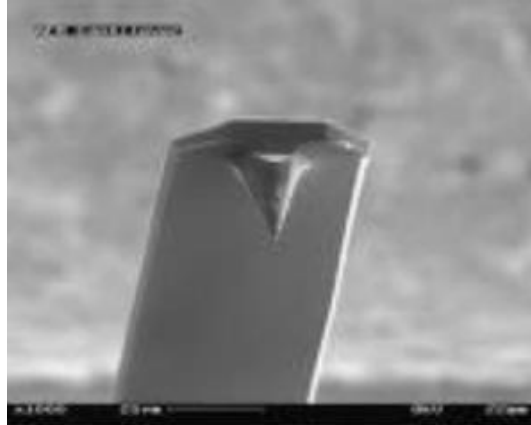
### **Yay-İğne Sistemi**

Kullanılacak yay kuvvet sensörü görevi yapacağından AFM'nin en önemli bileşenlerinden biridir. AFM'nin çalışmasında kullanılan iki temel mod vardır, Statik ve Dinamik Mod. Statik mod'da iğne yüzeye yaklaştırılır ve yüzeyle iğne arasında etkileşim kuvveti oluşması sağlanır. Bu etkileşme kuvvetinin etkisiyle yayda oluşan sapmalar ölçülerek kuvvetin büyüklüğü hakkında bilgi edinilir.

Yayın, etkileşme kuvvetine göre maksimum titreşim genliğini vermesi yaydaki sapmayı ölçmek açısından faydalı olacaktır. Bu da demek oluyor ki kullanılan yay mümkün olduğunca yumuşak yani yay sabiti küçük olmalıdır. Fakat çevreden kaynaklanan mekanik ve termal gürültü ayrıca yüzeyle etkileşim

halindeyken yanal kuvvetlerin var olması doğru etkileşim kuvveti ölçümünü engellemektedir. Diğer bir dezavantajı ise kullanılan yay yumuşak olduğunda çekici Van der Waals kuvvetleri sebebiyle iğnenin kontrolsüz şekilde yüzeyle temasa geçmesidir. Bu sebeple daha yüksek yay sabitine sahip olan yani bükülmezliği fazla yayların kullanılması gerekmektedir. Fakat bu seçiminde bazı dezavantajları vardır. Örneğin bükülmezliği fazla yaylar kullanıldığında kuvvet ölçüm hassasiyeti azalacak ve çözünürlük düşecektir çünkü küçük kuvvet, yayda küçük sapmalara neden olacak ve bu küçük sapmaları belirleyecek detektör sistemimiz doğru sonuçlar veremeyecektir.

Dinamik Mod ise Zoruna Harmonik Salıncı' da olduğu gibi, yay-iğne sistemi dış kuvvetin etkisiyle titreştirildiği ve daha sonra iğnenin yüzeyle etkileşim yapılması sağlandığı metottur. Dinamik modda yay temel rezonans frekansında titreştirilir ve bu durumda  $1/f$  gürültü oranı ihmal edilebilir. Titreşim esnasında iğne ile yüzey arasındaki temas sürekli kırılabacağından yanal kuvvetlerin etkisi de azaltılmış olur. Son zamanlarda yaylar yüzlerce kat daha sert yapılabilmektedir. Güçlü kuvvetlerin varlığında bile yüzeye kararlı yaklaşılmasına olanak sağlamasıyla, bu işlem düzlemsel çözünürlüğün artmasına sebep olmaktadır (Şekil 8).



*Resim 8: Yay-İğne Sisteminin Elektron Mikroskobu Görüntüsü*

## **Ölçülen kuvvetler;**

- Kimyasal kuvvetler
- Van der waals kuvveti
- Manyetik kuvvetler
- İtici kuvvetler
- Elektrostatik kuvvetler

## **AFM Çalışma Modları**

AFM mekanik metoda sahip olan eşsiz bir mikroskoptur. AFM ile yapılabileceklerin başlıcaları; doğru ve gerçek atomik çözünürlük, yalıtkan örnekleri inceleyebilme, mekanik titreşimleri ölçme, 3 boyutta kuvvet ölçümleri (atomik spektroskopisi), atomik kuvvetleri kontrol etme, atomların tek tek mekanik yolla dizilimi, nano boyutta mekanik ve sistemlerin etkileşmelerinin anlaşılması şeklinde sıralanabilir. Atomik Kuvvet Mikroskobu ile farklı modlarda görüntüleme yapabilmek mümkündür (Şahin, 2009).

## **Kontakt Mod**

Kontakt Mod çalışma modunun temeli iğne-yay sisteminin statik sapmalarını ölçmeye dayanmaktadır. Yayın atomlar arası kuvvetlerden kaynaklanan sapmalarını optik yöntemle belirleriz ve geri besleme devremize referans olması için göndeririz. Yansıyan ışık demetlerinin arasındaki farklardan sapma miktarları belirlenir böylece yüzey topografisi geri besleme mekanizması tarafından kontrol edilen piezo malzeme sayesinde elde edilir. İğne-yay sistemi incelenecek yüzeye yaklaşık birkaç Å kadar yaklaştırılır. Atomlar arası etkileşme kuvveti burada itici durumdadır ve atomların birbirlerini çekip bir araya gelmelerini engelleyecek seviyededir.

Yayın maruz kaldığı kuvvet ortalama 1-10 eV A0 ~10-9 ,10-8 N civarındadır. Bu çalışma modunda kullanılan yay yumuşak olmalıdır çünkü hem zayıf kuvvetleri ölçebilmek hem de yüzeye zarar vermemek önemlidir. İğne yüzeyle az da olsa kontakt

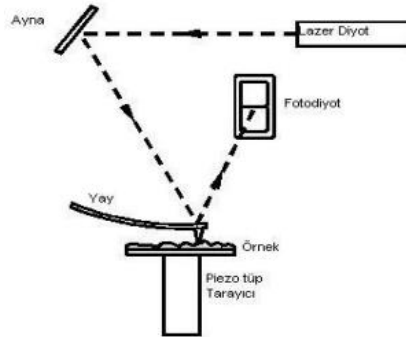
halindedir ve bükülmezliği fazla yaylarda sapma az olacağından yüzeyi bozma veya şeklini değiştirme riski taşır. Bu çalışma şekli ile atomik çözünürlük elde edilebilir fakat uygulamada dikkatli olmak gerekir. Kontakt mod, biyolojik örneklerde yüzeyden sanal görüntüler alınması riskini taşır. Bu durumdan örneğe uygulanan kuvveti azaltarak kurtulabiliriz fakat çok küçük kuvvetleri ölçebilmek zor olduğundan görüntülemeye sorunlar ortaya çıkabilir (Şahin, 2009).

### **Kontakt Mod Avantajları**

- Yüksek tarama hızı
- Atomik çözünürlüğün mümkün olması
- Dikey topografyadaki aşırı değişikliklerde kaba numunelerin daha kolay taranması

### **Kontakt Mod Dezavantajları**

- Yanal kuvvetler görüntüyü bozabilir.
- Bir sıvı tabakasından gelen kılcal kuvvetler, uç-numune etkileşimine normal olan büyük kuvvetlere neden olabilir.
- Bu kuvvetlerin birleşimi uzamsal çözünürlüğü azaltır ve yumuşak örnekler zarar verebilir (Şekil 9).



*Şekil 9: Kontakt Mod Şeması (Şahin, 2009).*

## **Yarı-Temas Mod**

Atomik Kuvvet Mikroskobu başlangıçta yüzeyin topografisini belirlemede kullanılırken günümüzde bu tekniği nano boyutta yüzeylerin mekanik özelliklerini araştırmada da yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Genlik Modülasyon' u (GM) olarak bilinen yarı-temas mod, atomlar arası kuvvetin çekici ya da itici olduğu bölgenin bir uygulamasıdır. Bu çalışma modunda iğne ile yüzey arasında belirli bir mesafe vardır fakat titreşim genliği diğer modlara göre daha fazla olduğundan iğne arada sırada örnek yüzeyi ile temas halinde olabilir. Hava ortamında atomik çözünürlük vermese de kontakt moda göre daha güvenilirdir çünkü yüzeyi bozma ihtimali daha azdır. Yarı temas modu örnek yüzeyi ile iğne arasında oluşacak etkileşme kuvvetini azaltacağından önemli bir yöntemdir. Ayrıca dinamik mod oluşu yüzeyin faz görüntüsünün elde edilmesine yardımcı olur. Görüntüdeki her nokta da yay-iğne grubunu süren kuvvet ile yüzeyden gelen cevabın arasındaki faz farkı belirlenir ve bu faz farkı tamamen o noktadaki etkileşim kuvveti ile ilgilidir. Faz kayması ve iğne-örnek arası etkileşim arasındaki ilişki karmaşık olmasına rağmen, yüzeyin belirli bölgelerinde, aynı kimyasal özelliklere sahip alanları tanımlamada büyük öneme sahiptir (Şahin, 2009).

## **Kontakt Dışı Mod**

Kontakt dışı Atomik Kuvvet Mikroskobu ile elde edilen son gelişmelerle, yalıtkan veya iletken tüm yüzeylerde atomik çözünürlük elde edilmesi bu tekniğin önemini arttırmıştır. Kontakt dışı çalışma şeklinde yüzeyle etkileşim ya itici kuvvetler ya da çekici kuvvetler baskınlığıyla gerçekleşmektedir. Bu teknik sayesinde Ultra Yüksek Vakum (UYV) ortamında doğru atomik çözünürlük elde edilmiştir. Frekans Modülasyon' u olarak bilinen kontakt dışı modda tarama iğnesi yüzeyle temas halinde değildir. Bunun sebebi titreşim genliğinin daha küçük olmasıdır. İğne-yay sistemimiz rezonans frekansında ve sabit bir genlikle titreştirilir. Kuvvet etkileşiminin varlığında yayın rezonans frekansı değişecektir. İtici ve çekici kuvvetlerin olduğu ve değişen bir kuvvet arkanında hareket

olacağından yay sabiti artar ve azalır. Bu kaymaları sabit tutmak için, geri besleme mekanizması piezo malzeme sayesinde z yönünde ileri geri hareket eder. Böylece yüzeyin 3 boyutta haritasını çıkartmış, oluruz. Rezonans frekansındaki kaymaları doğru şekilde belirlemek ve kontrol etmek görüntü kalitemizi belirler. Frekans Modülasyonu AKM, geri besleme mekanizmasının yayı uyarmada etkin olduğu ve titreşim genliğinin sabit tutulduğu çalışma şeklidir (Şahin, 2009).

### **Kontakt Dışı Mod Avantajı**

- Numune yüzeyine düşük kuvvet uygulanır ve yumuşak numunelere zarar verilmez.

### **Kontak Dışı Mod Dezavantajı**

- Uç-numune ayrımı ile sınırlı daha düşük yanal çözünürlük.
- Akışkan tabakasıyla teması önlemek için daha yavaş tarama hızı gerekir.
- Genellikle yalnızca minimal sıvı tabakasına sahip son derece hidrofobik numunelerde uygulanabilir.

### **AFM' nin Avantajları**

- AFM optik mikroskopla elde edilemeyen çözünürlüklerde yüzeylerin topografik karakterizasyonuna izin verir.
- Normal ve hastalıklı yapıların yüksek çözünürlüklü görüntüleri karşılaştırılarak, diğer tekniklerle gözlemlenemeyen moleküler yeniden yapılanmalara ilişkin bilgi elde edilebilir.
- AFM yüksek çözünürlüklü görüntülemeye ek olarak piconewton gücünde kuvvet uygular ve ölçer. Bu özellik bir yüzeyin elastik modülünün elde edilmesi, bir numune yüzeyindeki modül varyasyonlarının ölçülmesi ve ligand-reseptör etkileşimlerinin ölçülmesi dahil olmak üzere mekanik özelliklerin araştırılmasını sağlar.

AFM, çok yumuşak bir numune yüzeyinin yerel modülünü ölçmek ve küçük boyutlu ölçeklerde numune heterojenitelerini araştırmak için gerekli olan kuvvet hassasiyetine ve uzaysal çözünürlüğe sahiptir (Last, 2010).

### **AFM' nin Dezavantajları**

- Numune yüzeyinde su veya ucun yüzeye temas etmeden önce algıladığı bir kirlilik tabakası olduğunda görüntüleme bozulabilir.
- Elastik modülün doğru belirlenmesi, tarayıcı ve manivela dahil olmak üzere sistemin doğru kalibrasyonunu gerektirir. Tarayıcının kalibrasyonu, tarayıcının boyutu için uygun bir kalibrasyon ızgarası ile periyodik olarak kontrol edilmelidir.
- AFM'nin başarılı bir şekilde uygulanması için hem manivela sağlamlığının hem de birleşik ucun geometrisinin doğru seçimi gereklidir.
- Sert cisimlerin yüzeyinde çalışırken prob körelebilir ve kırılabilir.
- Sınırlı bir büyütme ve dikey aralığa sahiptir.
- Yaklaşık 150x150nm'lik bir zamanda yalnızca tek bir nano boyutlu görüntüyü tarayabilir.

Numune üzerinde termal kaymaya neden olabilecek düşük tarama süresine sahiptirler. (Last, 2010; Faith, 2022)

### **AFM'nin SEM göre Avantajları**

Bir numunenin iki boyutlu projeksiyonunu veya iki boyutlu görüntüsünü sağlayan elektron mikroskobunun aksine, AFM üç boyutlu bir yüzey profili sağlar. Ek olarak, AFM tarafından görüntülenen numuneler, numuneyi geri döndürülemez şekilde değiştirecek veya numuneye zarar verecek herhangi bir özel işlem (metal/karbon kaplamalar gibi) gerektirmez. Bir elektron mikroskobunun düzgün çalışması için pahalı bir vakum ortamına

ihtiyacı olsa da, çoğu atomik kuvvet mikroskobu (AFM) modu, ortam havasında ve hatta sıvı bir ortamda mükemmel bir şekilde çalışabilir. Bu, biyolojik makromolekülleri ve hatta canlı organizmaları incelemeyi mümkün kılar. Prensipde AFM, SEM'den daha yüksek çözünürlük sağlayabilir. Ultra yüksek vakumda (UHV) ve son zamanlarda sıvı ortamlarda gerçek atomik çözünürlük verdiği gösterilmiştir (Faith, 2022 & Singh,2014).

### **AFM'nin SEM göre Dezavantajları**

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile karşılaştırıldığında AFM' nin bir dezavantajı, tek taramalı görüntü boyutudur. Tek geçişte SEM, milimetre kare büyüklüğünde bir alanı, milimetre mertebesinde alan derinliğinde görüntüleyebilir. Oysa AFM yalnızca maksimum 10-20 mikrometrelik bir yüksekliği ve yaklaşık 150×150 mikrometrelik bir maksimum tarama alanını görüntüleyebilir.

Bir AFM'nin tarama hızı da bir sınırlamadır. Geleneksel olarak, bir AFM görüntüleri bir SEM kadar hızlı tarayamaz ve tipik bir tarama için birkaç dakika gerekirken, bir SEM nispeten düşük kalitede olmasına rağmen neredeyse gerçek zamanlı olarak tarama yapabilir. AFM görüntüleme sırasındaki nispeten yavaş tarama hızı genellikle görüntüde termal kaymaya yol açarak AFM mikroskobunu görüntüdeki topografik özellikler arasındaki doğru mesafeleri ölçmek için daha az uygun hale getirir. AFM görüntüleri ayrıca piezoelektrik malzemenin histerezisinden ve x, y, z eksenleri arasındaki çapraz gürültüden de etkilenebilir, bu yazılım geliştirmesi ve filtreleme gerektirebilir. Bu tür filtreleme, gerçek topografik özellikleri düzleştirebilir. Diğer herhangi bir görüntüleme tekniğinde olduğu gibi, uygun olmayan bir uç, kötü bir çalışma ortamı ve hatta numunenin kendisinden kaynaklanabilecek görüntü kusurları olasılığı vardır. Bu görüntü artefaktları kaçınılmazdır, ancak oluşumları ve sonuçlar üzerindeki etkileri çeşitli yöntemlerle azaltılabilir. AFM problemlerinin doğası gereği, normalde dik duvarları veya çıkıntıları ölçemezler (Faith , 2022 & Singh, 2014).

## **AFM ile Nanoindentasyon**

Nanoindentasyon, özellikle nanometre derinliği ve nano Newton altı kuvvet çözünürlüğü ile mikro/nano ölçeğe kadar mekanik analizler yapmak için güçlü bir araç olarak kabul edilmektedir. Taramalı prob mikroskoplarının bir parçası olan atomik kuvvet mikroskobu (AFM), numune yüzeyi ile hassas bir manivela ucunda bulunan küçük uç arasındaki etkileşime dayalı olarak çalışır. AFM, yüzey morfolojisini görüntülemenin temel amacının yanı sıra mikro/nano-mekanik analiz yapmak için güçlü bir araç görevi görebilir. Özellikle, yüksek çözünürlüklü görüntüleme tekniği ile birleştirilmiş mekanik karakterizasyon modu, özellikle nano ölçeğe kadar biyomalzeme özelliklerinin daha hedefli bir şekilde araştırılmasına olanak tanır (Qian & Zhao, 2018).

AFM numune yüzeyinden çekilirken verileri ölçmek yerine, ucun numune yüzeyine temas etmesi ve baskı yapması sırasında ölçülen verilerin kaydedilmesiyle nanoindentasyon gerçekleştirilmiş olur. Nanoindentasyon olarak bilinen ve yük-yer değiştirme eğrilerini ölçmek için özel bir makine kullanan ve sert bir uç (örneğin elmas) ile bir numuneye baskı uygulayarak çalışan başka bir teknik mevcuttur. Tipik olarak, bu tür aletler, bir numunede bir dizi girinti (delik) oluşturmak üzere tasarlanır ve girintilerin boyutlarının ölçülmesine izin verir (örneğin, ışık mikroskobu ile) ve mikronewton aralığındaki kuvvetlere duyarlıdır.

AFM kullanarak nanoindentasyon yaygın olarak uygulanan bir tekniktir. Nispi sertlik ve yumuşaklığa bakmada özellikle yararlıdır. Örneğin, bir numunenin farklı bölümlerindeki sertlik ve yumuşaklık farklılıkları hakkında bir fikir verebilir. Bu nedenle AFM ile nanoindentasyon, polimer kompozitler gibi heterojen malzemeleri incelemek için yaygın olarak kullanılmıştır (Eaton & West, 2010).

## **AFM'nin Genel Kullanımı**

- Yüksek çözünürlükte malzeme yüzeylerinin incelenmesi (Metal,seramik, polimer)

- Nano boyutta sertlik ölçümü, Nano Aşınma
- Nano ölçekte kaplama tabaka kalınlığı ölçülmesi
- Sürtünme kuvveti tespiti
- Malzemelerde magnetik kuvvet ölçümü
- Malzemelerin termal iletkenliğinin ölçümü
- Elektriksel özelliklerin incelenmesi
- Korozyon Çalışmaları
- Diş kaplama yapısı ve sentezlemesi
- Biyolojik numunelerin incelenmesi
- Akışkanların incelenmesi

### **Afm'nin Biyomedikal Alanda Kullanımı**

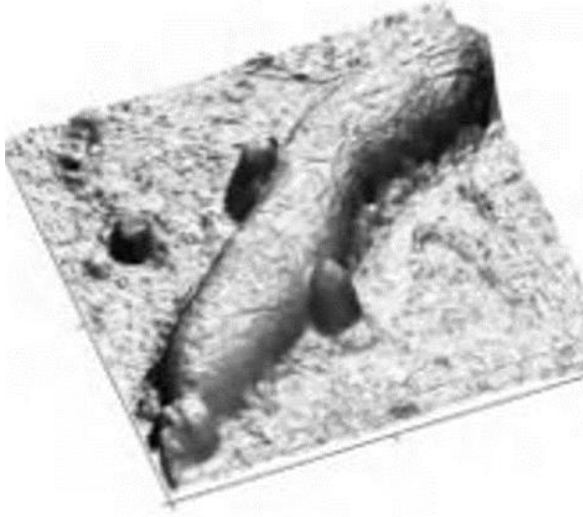
Atomik kuvvet mikroskobu (AFM), elektron mikroskobu gibi ultra yüksek vakum tekniklerine kıyasla bir avantaj olan fizyolojik koşullar altında yüzeyde biriken proteinlerin ve protein yapılarının görüntülenmesini sağlar (An, Manugurı & Malmström, 2020).

#### **AFM:**

1. DNA fosfat gruplarının ve DNA protein etkileşimlerinin
2. HIV virionlarının
3. Biyolojik zarların
4. Sinir hücrelerinin
5. Eritrositlerin
6. Kanseri hücrelerinin görüntülenmesinde kullanılır.

Atomik kuvvet mikroskobu, hücrelerin çevreleriyle mekanik etkileşimini yüksek çözünürlükte araştırmak için önemli bir tekniktir. Bu nedenle mekanik ortamlara tepki veren sinir

hücrelerinin araştırılmasında önemli bir teknik haline gelmiştir (Franze, 2011).



*Şekil 11: Filtrasyon membranında atık su bakterileri (170 nm boyunda), 3x3  $\mu\text{m}$ . (Santos & Carvalho, 2019)*

### **AFM'nin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları**

1.İrrigasyon solüsyonlarına daldırıldıktan sonra döner NiTi aletlerinin nanoyapı değişikliklerinin atomik kuvvet mikroskobu kullanılarak değerlendirmesi yapılabilir (Fayyad & Mahran, 2014).

2.Amplüte modülasyonlu atomik kuvvet mikroskopisi (AM-AFM), diş minesi üzerine adsorbe edilmiş  $\text{CaF}_2$  nanoparçacıklarının tutunma özelliklerini belirlemek için kullanılabilir (Wasem & ark., 2014).

3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) topikal florür tedavisini takiben mine yüzeylerinin nano-mekanik özelliklerini ve topografik yapısını karakterize etmek amacıyla kullanılabilir (Jeng, 2008).

4. AFM aynı anda 2 boyutlu ve 3 boyutlu görüntülerin alınması ve numunelerin tekrarlanabilir şekilde değerlendirilmesine

izin verdiği için mine topografisinin değerdendirilmesi amacıyla birçok çalışmada kullanılmıştır (Mohebi & Ameli, 2017)

5. Bitirme aletlerinin kompozit reçinelerin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi atomik kuvvet mikroskobu (AFM) kullanılarak değerdendirilebilir (Botta, 2008)

6.Dental metakrilat (primer/bond sistemi) bazlı malzemelerin polimerizasyon kontraksiyonunun değerdendirilmesinde kullanılabilir (Fano, 2005).

### **AFM’ nin ene Cerrahisinde Kullanımı**

Carvalho ve arkadaşları anodizasyon uyguladıkları implant yüzeylerinin osseointegrasyonunu inceleme amacıyla bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada işlem uygulanan titanyum implant yüzeyleri atomik kuvvet mikroskobu (AFM) kullanılarak incelenmiştir. AFM tarafından elde edilen görüntüler diş implantlarının makinelenmesi sonucu oluşan yüzey izlerini ve anotlama işlemi sonucu oluşan nanodokulu yüzeyin görüntüsünü doğrulamıştır (Villaa-Carvalho & ark., 2021).

Jiang ve arkadaşları döngüsel donma-zlme işlemiyle çapraz bağlanan ve 3D olarak basılmış polikaprolakton (PCL) implantlarla güçlendirilmiş polivinil alkol (PVA) hidrojel kullanarak yeni bir yapay TME diski tasarlamışlardır. PVA hidrojelinin ve doğal TME diskinin yüzey morfolojileri, atomik kuvvet mikroskobu(AFM) ile incelenmiştir. Atomik kuvvet mikroskobu görüntüleri yüzey morfolojilerinin aynı olmadığını göstermiştir (Jiang & ark., 2021).

Sun ve arkadaşları çinko ile kaplanmış mikro ark titanyum implantların enflamatuvar tepkisini ve osteojenik aktivitesini araştırdıkları bir çalışmada implantların yüzey yapısını ve yüzey pürüzlülüğünü atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile gözlemlemişlerdir (Sun & ark., 2022).

## **AFM’ nin Periodontolojide Kullanımı**

Salavadhi ve arkadaşları diş eti iltihabı ve periodontitisli hastalarda mikroorganizmaların morfolojik çalışmasında ve bunların subgingival biyofilm içindeki etkileşimlerinde Atomik kuvvet mikroskobunun (AFM) avantajlarını ortaya çıkarmayı amaçladıkları bir çalışma yapmışlardır. AFM aracılığıyla bakterileri incelemek için kullanılan metodoloji üçgen şekilli platin kaplı silikon nitrat uç, 0,11 N/m prob kuvveti ve 22 KHz prob frekansını içermektedir (Salavadhi & ark., 2017).

Mohan ve arkadaşları generalize kronik periodontitis hastalarının çekimi yapılan dişlerine dental operasyon mikroskobu ve loupe kullanarak kök düzeltme işlemi uygulamış ve işlem sonuçlarını silikon nitrür probu olan atomik kuvvet mikroskobu (AFM) kullanarak görüntülemişlerdir.( Mohan, Agrawal & Gundappa, 2013).

Arabacı ve arkadaşları farklı çalışma parametrelerindeki ultrasonik scaler uçların aşınmasının kök yüzeyi pürüzlülüğü üzerindeki etkisini araştırdıkları bir çalışma yapmışlardır. Scaler uçlarındaki erozyon oranını incelemek ve uç aşınmasının kök yüzeyi pürüzlülüğü üzerindeki etkisini değerlendirmek için yirmi piezoelektrik ultrasonik kesici uç seçilmiş ve uç yüzeyindeki erozyon atomik kuvvet mikroskobu (AFM) altında değerlendirilmiştir ( Arabaci & ark., 2013).

## **AFM’ nin Endodontide Kullanımı**

Mişra ve arkadaşları yaptıkları bir in vitro çalışmada sodyum hipoklorit ve gümüş nano partiküller ile dezenfekte ettikleri gutta perka konların yüzey analizini atomik kuvvet mikroskobu (AFM) kullanarak yapmışlardır. Atomik kuvvet mikroskobu (AFM) görüntüleri, işlenmemiş gutta perkanın, işlenmiş gutta perka konlarına kıyasla  $24.1 \pm 24$  nm'de minimum topografik değişiklikler gösterdiğini ortaya koymuştur (Arabaci, Mishra & Tyagi, 2018).

Kaya ve arkadaşları kök kanal tedavisini takiben resiprokasyon ve devamlı rotasyon yapan nikel-titanyum aletlerin

atomik kuvvet mikroskobu (AFM) kullanarak yüzey analizini yapmışlardır. Bu çalışmada atomik kuvvet mikroskobunu (AFM), yüzeyi ve tarama ucunu korumak ve doğru yükseklik ölçümleri sağlamak amacıyla dinamik modda kullanmışlardır (Üreyen, Erik & Kiraz, 2019).

Baron ve arkadaşları %5,25 sodyum hipoklorit (NaOCl) ve %17 etilendiamintetraasetik asit (EDTA) uygulamasından sonra peritübüler ve intertübüler dentinin yapısını inceledikleri bir çalışmada atomik kuvvet mikroskobunu (AFM) nanoindentasyonları sağlamak ve peritübüler dentindeki ve intertübüler dentindeki sertlik ve adezyon kuvvetindeki değişiklikleri değerlendirmek için kullanmışlardır (Barón & ark., 2013).

### **AFM' nin Restoratif Diş Tedavisinde Kullanımı**

Salerno ve arkadaşları atomik kuvvet mikroskobu (AFM) kullanarak bir dental restoratif midifil kompozitin nanoindentasyonunu değerlendirmişlerdir. Atomik kuvvet mikroskobunu (AFM) tapping modda (temas modunda) kullanmışlardır (Salerno, Patra & Diaspro, 2012).

Kakaboura ve arkadaşları çeşitli rezin kompozit tiplerinde yüzey kalitesini, pürüzlülüğü ve topografyayı ölçmek amacıyla bir in vitro çalışma yapmışlardır. Mikro pürüzlülük değerlerinin ölçümünde atomik kuvvet mikroskobunu (AFM) kullanmışlardır (Kakaboura & ark., 2007).

Silva ve arkadaşları kolalı meşrubat ve kahvenin kompozit rezinin mikrosertliği ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini değerlendirdikleri bir çalışma yapmışlardır. Yüzey pürüzlülüğünü atomik kuvvet mikroskobunu (AFM) temas modunda kullanarak hava ortamında ölçmüşlerdir (da Silva & ark., 2011).

### **AFM' nin Ortodontide Kullanımı**

Ogawa ve arkadaşları florürlü gargara kullanan hastaların ağız boşluğundan çıkardıkları iki ticari nikel-titanyum (NiTi) ortodontik ark telindeki korozyonu in vivo olarak değerlendirmek

amacıyla bir çalışma yapmışlardır. Ark telleri, kalitatif ve kantitatif analiz için atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile değerlendirilmiştir. Atomik kuvvet mikroskobu (AFM) görüntüleri, tedaviler arasında her iki tel türünün pürüzlülüğünde kademeli bir kalitatif artış göstermiştir (Ogawa, 2020).

Çoi ve arkadaşları atomik kuvvet mikroskobunu kullanarak çeşitli ortodontik lingual breket slotlarının morfolojik özelliklerini incelemişlerdir. Atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile temas modunda topografik görüntüler elde etmişlerdir (Choi, 2016).

Golshah ve arkadaşları ortodontik tel ve braketler arasındaki sürtünme kuvvetini en aza indirmek amacıyla zirkonyum oksit ( $ZrO_2$ ) nano kaplama uyguladıkları üç tip ortodontik telin sürtünme direnci üzerindeki etkisini değerlendirmeyi amaçlayan bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada  $ZrO_2$  ile kaplanmış ve kaplanmamış ark tellerinin yüzey pürüzlülüğünü atomik kuvvet mikroskobu kullanarak incelemişlerdir (Golshah & Feyli, 2022).

### **AFM' nin Pedodontide Kullanımı**

Çoi ve arkadaşları atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile süt dişlerinde florür uygulamasının ardından %37 fosforik asit ile pürüzlendirme üzerindeki etkisini inceledikleri bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile diş minesinin yapısal topografyasını doğrudan ölçerek diş minesini karakterize etmişler ve diş minesinin yüzey pürüzlülüğü ve mutlak derinlik profili ile ilgili nanometre ölçeğinde nicel veriler elde etmişlerdir (Choi & ark., 2010).

Bijle ve arkadaşları arginin içeren florür verniklerin mine remineralizasyonu üzerine etkisini araştırdıkları bir çalışmada mine yüzeyini özelliklerini atomik kuvvet mikroskobu (AFM) kullanarak incelemişlerdir. Mine örneklerinin 3D topografik atomik kuvvet mikroskobu (AFM) görüntüleri, tedavi edilen ve edilmeyen gruplar arasında morfolojik farklılıklar gösterir. Ortalama Ra, vernikle tedavi edilen gruplarda, tedavi edilmeyen kontrol grubuna göre

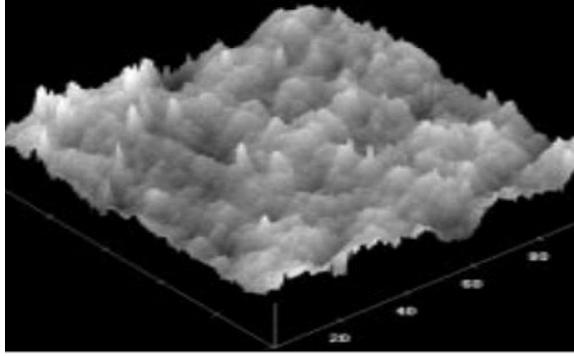
önemli ölçüde daha düşük değerler ortaya koymuştur (Bijle & ark., 2020).

Agraval ve arkadaşları kazein-fosfopeptit-amorf kalsiyum fosfat (CPP-ACP) patı, %1.23 asitlenmiş fosfat florür (APF) jeli ve demir takviyesinin süt ve daimi dişlerin minesini üzerindeki etkisini atomik kuvvet mikroskobu (AFM) kullanarak inceledikleri bir çalışma yapmışlardır (Agrawal & ark., 2014).

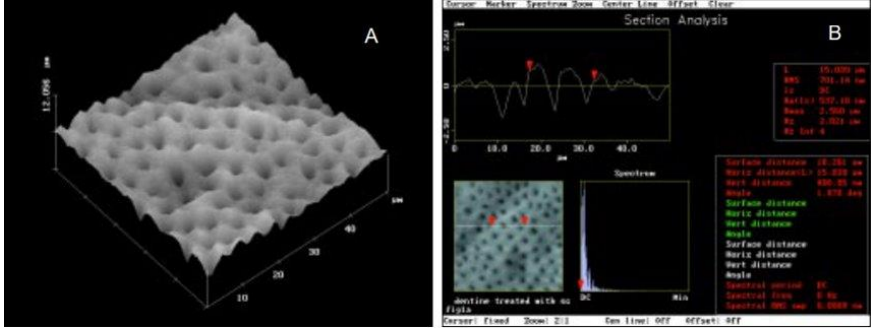
### **Dentinin İncelenmesinde AFM' nin Avantajları**

SEM ile görüntüleme için dentinin iletken bir altın veya karbon ile kaplanması gerektiğinden, bu yöntem doğrudan bir yüzey tekniği değildir. Ayrıca SEM, numune odası yüksek vakum altında çalıştığı için dentinin su içeren bileşenlerinin gözlenmesine izin vermez. Taramalı prob mikroskobu yöntemleri kullanılırken bu dezavantajlardan kaçınılabilir. Dental araştırmalarda kullanılan en yaygın yöntem, probun yüzeye sürekli temas halinde olduğu ve elde edilen görüntünün numune yüzeyinin topografik bir haritası olduğu kontak modlu AFM'dir (Silikas & ark., 2001).

AFM temel dentin yapısı ve varyantlarının anlaşılmasında ve özellikle demineralizasyonun etkilerinin anlaşılmasında değerli bir yöntemdir. AFM, mikroyapısal-mekanik özelliklerin, yüzeye herhangi bir invaziv işlem uygulanmadan mikron altı seviyede araştırılmasına izin verir. Aslında, AFM, doğal koşullar altında dentin numuneleri üzerinde nanometre çözünürlüğe ulaşabilen bugüne kadarki tek mikroskopi olarak kabul edilmektedir. Ayrıca diğer yöntemleri tamamlar ve dentin tübül boyutu ve yüzey pürüzlülüğü gibi kantitatif ölçümler için kullanılabilir (Şekil 12, 13) (Silikas & ark., 2001).



Şekil 12: Ağız boşluğuna 3 hafta maruz kaldıktan sonra bir ortodontik telin AFM mikrografı. Görüntü boyutu 50 x 50 µm (Silikas & ark., 2001).



Şekil 13: A. Bir dentin yüzeyinin 40 saniye asitlendikten sonraki 3D AFM mikrografı. Açığa çıkan dentin tübüllerinin görüntüsü.

Görüntü boyutu 50 x 50 µm. B.(a)'da gösterilen tübüller arasındaki tipik bir alanın dentin yüzey profili (sol üst) (Silikas & ark., 2001).

## AFM' nin Protetik Diş Tedavisi Alanında Kullanımı

- Yüzey işlemlerinin porselen titanyum adezyonuna etkisini değerlendirmede,
- Cad/cam cam seramiklerinde yüzey işlemlerinin incelenmesinde,

- Farklı polisaj işlemlerinin dental seramiklerin yüzey pürüzlülüğüne etkisini incelemeye,
- Farklı yüzey işlemlerinin porselen ve rezin içerikli materyaller arasındaki bağ dayanımı üzerindeki etkisinin araştırılmasında,
- Farklı lazer sistemlerinin dental seramik içerikli restorasyon materyallerinin yüzey yapısına etkisinin değerlendirilmesinde,
- Yaşlanmanın dental porselen üzerindeki etkisinin incelenmesinde kullanılabilir.
- AFM, lazerle tedaviyi takiben herhangi bir termal değişiklik belirtisini tespit etmek amacıyla dental seramik malzemelerin yüzeyini incelemek için kullanılmıştır.

## KAYNAKÇA

Braga, P. C., & Ricci, D. (Eds.). (2008). Atomic force microscopy: biomedical methods and applications (Vol. 242). Springer Science & Business Media.

Haugstad, G. (2012). *Atomic force microscopy: understanding basic modes and advanced applications*. John Wiley & Sons.

Silikas, N., Lennie, A. R., England, K., & Watts, D. C. (2001). AFM as a tool in dental research. *Microscopy and analysis*, 82.

Santos, N. C., & Carvalho, F. A. (2019). *Atomic Force Microscopy*. Springer: New York, NY, USA.

El Rifai, O. M., & Youcef-Toumi, K. (2002). *Atomic Force Microscope: Modeling, Simulations, and Experiments*.

Deng, X., Xiong, F., Li, X., Xiang, B., Li, Z., Wu, X., ... & Zeng, Z. (2018). Application of atomic force microscopy in cancer research. *Journal of nanobiotechnology*, 16, 1-15.

Last, J. A., Russell, P., Nealey, P. F., & Murphy, C. J. (2010). The applications of atomic force microscopy to vision science. *Investigative ophthalmology & visual science*, 51(12), 6083-6094.10.

Eaton, P., & West, P. (2010). *Atomic force microscopy*. Oxford university press.

Şahin, R. (2009). Çoklu Frekanslı Atomik Kuvvet Mikroskobu ve Uygulamaları (Doctoral dissertation, Fen Bilimleri Enstitüsü).

Faith Mokobi. (March 18, 2022). Atomic Force Microscope (AFM)- Definition, Principle, Parts, Uses. Microbe Notes.

Babu, R., & Singh, E. (2014). Atomic force microscopy: A source of investigation in biomedicine. *International Journal of Electronic and Electrical Engineering*, 7(1), 59-66.

Qian, L., & Zhao, H. (2018). Nanoindentation of soft biological materials. *Micromachines*, 9(12), 654

An, Y., Manuguri, S. S., & Malmström, J. (2020). Atomic force microscopy of proteins. *Protein Nanotechnology: Protocols, Instrumentation, and Applications*, 247-285.

Franze K. (2011). Atomic force microscopy and its contribution to understanding the development of the nervous system. *Current opinion in genetics & development*, 21(5), 530–537. <https://doi.org/10.1016/j.gde.2011.07.001>

Fayyad, D. M., & Mahran, A. H. (2014). Atomic force microscopic evaluation of nanostructure alterations of rotary Ni Ti instruments after immersion in irrigating solutions. *International endodontic journal*, 47(6), 567-573.

Wasem, M., Köser, J., Hess, S., Gnecco, E., & Meyer, E. (2014). Exploring the retention properties of CaF<sub>2</sub> nanoparticles as possible additives for dental care application with tapping-mode atomic force microscope in liquid. *Beilstein journal of nanotechnology*, 5(1), 36-43.

Jeng, Y. R., Lin, T. T., Wong, T. Y., Chang, H. J., & Shieh, D. B. (2008). Nano-mechanical properties of fluoride-treated enamel surfaces. *Journal of dental research*, 87(4), 381-385.

Mohebi, S., & Ameli, N. (2017). Atomic force microscopy analysis of enamel nanotopography after interproximal reduction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 152(3), 295-296.

Botta, AC, Duarte, S., Paulin Filho, PI ve Gheno, SM (2008). Dental bitirme aletlerinin, atomik kuvvet mikroskobu ile açıklandığı gibi, kompozit reçinelerin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi. *Mikroskopi ve mikroanaliz* , 14 (5), 380-386.

Fano, L., Fano, V., Ma, WY, Wang, XG ve Zhu, F. (2005). Atomik kuvvet mikroskobu ile araştırılan diş reçinesi bazlı restoratif materyallerin yapışkanlığı. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials ve The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* , 73 (1) , 35-42 .

Villaça-Carvalho, M. F. L., de Araújo, J. C. R., Beraldo, J. M., Prado, R. F. D., Moraes, M. E. L. D., Manhães Junior, L. R. C., ... & Vasconcellos, L. M. R. D. (2021). Bioactivity of an Experimental Dental Implant with Anodized Surface. *Journal of Functional Biomaterials*, 12(2), 39.

Jiang, N., Yang, Y., Zhang, L., Jiang, Y., Wang, M., & Zhu, S. (2021). 3D-Printed polycaprolactone reinforced hydrogel as an artificial TMJ disc. *Journal of Dental Research*, 100(8), 839-846.

Sun, H., Yang, Y., Yu, L., Liu, K., Fei, Y., Guo, C., ... & Ji, H. (2022). Inhibition of inflammatory response and promotion of osteogenic Activity of zinc-doped micro-arc titanium oxide coatings. *ACS omega*, 7(17), 14920-14932.

Salavadhi, S. S., Chintalapani, S., Ramachandran, R., Nagubandi, K., Ramiseti, A., & Boyapati, R. (2017). Atomic force microscopy: a three-dimensional reconstructive tool of oral microbiota in gingivitis and periodontitis. *Journal of Indian Society of Periodontology*, 21(4), 264.

Mohan, R., Agrawal, S., & Gundappa, M. (2013). Atomic force microscopy and scanning electron microscopy evaluation of efficacy of scaling and root planing using magnification: A randomized controlled clinical study. *Contemporary Clinical Dentistry*, 4(3), 286.

Arabaci, T., Cicek, Y., Dilsiz, A., Erdogan, I. Y., Kose, O., & Kizildağ, A. (2013). Influence of tip wear of piezoelectric ultrasonic scalers on root surface roughness at different working

parameters. A profilometric and atomic force microscopy study. *International Journal of Dental Hygiene*, 11(1), 69-74

Mishra, P., & Tyagi, S. (2018). Surface analysis of gutta percha after disinfecting with sodium hypochlorite and silver nanoparticles by atomic force microscopy: An in vitro study. *Dental research journal*, 15(4), 242.

Üreyen Kaya, B., Erik, C. E., & Kiraz, G. (2019). Atomic force microscopy and energy dispersive X-ray spectrophotometry analysis of reciprocating and continuous rotary nickel-titanium instruments following root canal retreatment. *Microscopy research and technique*, 82(7), 1157-1164.

Barón, M., Llena, C., Forner, L., Palomares, M., González-García, C., & Salmerón-Sánchez, M. (2013). Nanostructural changes in dentine caused by endodontic irrigants. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 18(4), e733.

Salerno, M., Patra, N., & Diaspro, A. (2012). Atomic force microscopy nanoindentation of a dental restorative midifill composite. *Dental Materials*, 28(2), 197-203.

Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., & Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18, 155-163..

da Silva, M. A. B., Fardin, A. B., de Vasconcellos, R. C. C., Santos, L. D. M., Tonholo, J., Júnior, J. G. D. S., & dos Reis, J. I. L. (2011). Analysis of roughness and surface hardness of a dental composite using atomic force microscopy and microhardness testing. *Microscopy and Microanalysis*, 17(3), 446-451.

Ogawa, C. M., Faltin Jr, K., Maeda, F. A., Ortolani, C. L., Guaré, R. O., Cardoso, C. A., & Costa, A. L. (2020). In vivo assessment of the corrosion of nickel–titanium orthodontic

archwires by using scanning electron microscopy and atomic force microscopy. *Microscopy Research and Technique*, 83(8), 928-936.

Choi, S., Kim, J. H., Kim, N. J., Lee, S. H., Kim, H., Kim, K. A., ... & Park, Y. G. (2016). Morphological investigation of various orthodontic lingual bracket slots using scanning electron microscopy and atomic force microscopy. *Microscopy research and technique*, 79(12), 1193-1199.

Golshah, A., & Feyli, S. A. (2022). Effect of zirconium oxide nano-coating on frictional resistance of orthodontic wires.

Choi, S., Rhee, Y., Park, J. H., Lee, G. J., Kim, K. S., Park, J. H., ... & Park, H. K. (2010). Effects of fluoride treatment on phosphoric acid-etching in primary teeth: an AFM observation. *Micron*, 41(5), 498-506.

Bijle, M. N., Ekambaram, M., Lo, E. C., & Yiu, C. K. Y. (2020). The enamel remineralization potential of fluoride varnishes containing arginine. *Journal of Dentistry*, 99, 103411.

Agrawal, N., Shashikiran, N. D., Singla, S., Ravi, K. S., & Kulkarni, V. K. (2014). Atomic force microscopic comparison of remineralization with casein-phosphopeptide amorphous calcium phosphate paste, acidulated phosphate fluoride gel and iron supplement in primary and permanent teeth: An in-vitro study. *Contemporary clinical dentistry*, 5(1), 75.

## **BÖLÜM V**

### **Dental Seramiklerin Sınıflandırılması**

**Nuray İSKEFLİ<sup>1</sup>**

#### **Giriş**

Çeşitli kompozisyonlardaki seramikler, diş hekimliğinde restoratif materyal olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Giordano 2022). Seramik; metal ve metal olmayan elementlerin yüksek sıcaklıklarda sinterlenmesi ile oluşan bileşiklerden meydana gelen inorganik, metal olmayan bir malzeme olarak tanımlanmıştır. Seramiğin mikro yapısı cam, kristal veya her ikisinin birleşiminden oluşabilir Kuartz, feldspar ve kaolin gibi ortak bileşenler içeren porselen materyalleri ise seramiğin bir alt grubudur (Babu ve ark., 2015; Kelly & Benetti, 2011).

Seramiklerin sınıflandırılması, malzemenin anlaşılmasını ve farklı materyallerle karşılaştırılmasını kolaylaştırmaktadır. İyi bir

---

<sup>1</sup> Öğr. Görevlisi Dr., İstanbul Medeniyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi ABD

sınıflandırma sistemi, geliştirilmekte olan yeni malzemelerin kolayca eklenebileceği net gruplandırmalara sahip olmalıdır (Talibi ve ark., 2022a).

### **Dental seramiklerin sınıflandırılması**

Seramikler çeşitli şekillerde sınıflandırılabilir:

- 1) Endikasyon
- 2) Mikroyapı
- 3) Kimyasal yapı
- 4) Yapım yöntemi
- 5) Fırınlanma sıcaklığı
- 6) Transluserlik
- 7) Kırılma dayanımı
- 8) Bükülme dayanımı
- 9) Aşındırıcılık (Anusavice, Shen & Rawls, 2013).

Mikroyapıya göre yapılan sınıflama yaygın şekilde kullanılmaktadır. Bu sınıflama tipinde dental seramikler içerisindeki cam – kristal oranına göre kategorize edilir.

Mikroyapısına göre seramikler:

1. Cam bazlı/silika bazlı (feldspatik)
2. Cam bazlı kristalin doldurucu
  - Düşük-lösit içerikli (< %40)
  - Yüksek lösit içerikli (> %50)
  - Lityum disilikat içerikli
3. Kristalin bazlı cam doldurucu
  - Alimüna
  - Alimüna-zirkonya

➤ Alimüna-magnesia

#### 4. Polikristalin katılar

➤ Zirkonya

➤ Alimüna

Mikroyapıda bulunan komponentlerin oranı seramiğin özellikleri üzerinde yüksek bir etkiye sahiptir. Bu oranlar özellikle dayanıklılık ve optik özellikleri etkiler. Genel olarak yüksek camsı matriks barındıran seramiklerin ışık geçirgenliği yüksek, dayanıklılığı düşüktür. Buna yakın bir sınıflama da dental seramiklerin kimyasal yapısına göre yapılmaktadır. Kimyasal kompozisyonlarına göre dental seramikler cam ve oksit seramikler olarak 2 ana başlık altında gruplandırılmaktadır (Talibi ve ark., 2022a).

Tablo 1’de dental seramiklerin fırınlanma ısılarına göre sınıflandırılması ve klinik uygulama alanları görülmektedir (Babu ve ark., 2015).

*Tablo 1. Dental Porselenlerin Fırınlanma Isıları ve Klinik Uygulamaları (Babu ve ark., 2015)*

| Porselenin çeşidi         | Fırınlanma ısısı | Klinik uygulama alanı                         |
|---------------------------|------------------|-----------------------------------------------|
| Yüksek ısı porseleni      | > 1300°C         | Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişler |
| Orta ısı porseleni        | 1000°C- 1300°C   | Jacket kron, köprü ve inley                   |
| Düşük ısı porseleni       | 850°C - 1000°C   | Döküm metallerinin üzerine tabakalama         |
| Ultra düşük ısı porseleni | < 850°C          | Titanyum ve alaşımları ile kullanım           |

2015'te Gracis ve ark. tarafından güncel bir sınıflama yapılmıştır (Şekil 1). Daha önce yapılan sınıflamalar yüksek oranda seramik içeren rezin matriks materyallerine yer vermezken bu sınıflama rezin matriks seramikleri de içermektedir. Bu materyaller Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) tarafından da “seramik” olarak tanımlanmıştır. Ayrıca pek çok firma tarafından üretilmekte ve çeşitli vakalar için estetik bir alternatif olarak sunulmaktadır (Gracis ve ark., 2016).

### 1. Cam Matriks Seramikler

- Feldspatik
- Sentetik
  - Lössit bazlılar
  - Lityum disilikat ve türevleri
  - Florapatit bazlılar
- Cam infiltre
  - Alümina
  - Alümina ve magnezyum
  - Alümina ve zirkonya

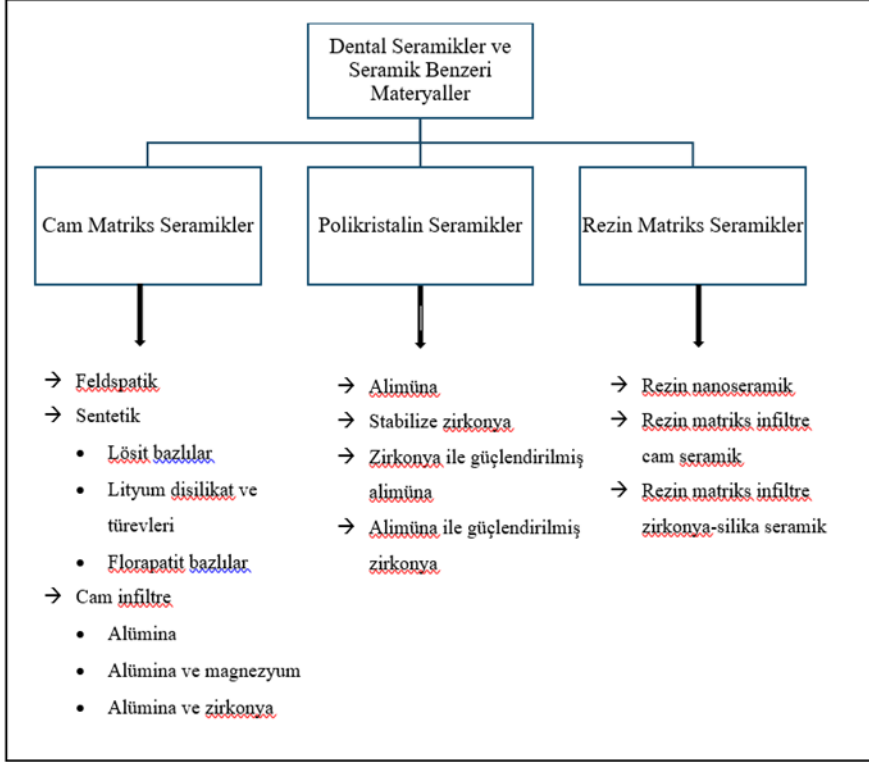
### 2. Polikristalin Seramikler

- Alimüna
- Stabilize zirkonya
- Zirkonya ile güçlendirilmiş alimüna
- Alimüna ile güçlendirilmiş zirkonya

### 3. Resin Matriks Seramikler

- Resin nanoseramik
- Resin matriks infiltre cam seramik

- Rezin matris infiltr zirkonya-silika seramik (Gracis ve ark., 2016)



Şekil 1. Dental Seramikler ve Seramik Benzeri Materyaller (Gracis ve ark., 2016)

### Cam matris seramikler

Cam fazı içeren nonmetalik inorganik seramik materyalleridir (Gracis ve ark., 2016).

### Feldspatik seramikler

Feldspatik seramikler diş hekimliğinde ilk olarak 1723 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Ana yapısı feldspar, kuartz, potasın yanı sıra termal genleşme katsayısı, erime sıcaklığı gibi optik ve fiziksel özelliklerini etkileyen çeşitli metal oksitlerden oluşur. Isıl

IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic, Vitadur, Vita VMK 68, Vitablocs, Vident bu grupta yer alan seramiklerdir. Cam matris seramiklerden platinum foli, refraktör die ve presleme yöntemleri ile restorasyon üretilir. Monolitik restorasyon şeklinde veya veneerleme seramiği olarak kullanılabilirler. Asitlenebilirler (Gracis ve ark., 2016).

Cam fazı ağırlıklı olan seramikler artmış translusenslikleri nedeni ile çok iyi estetik sonuçlar verirler. Ancak doldurucu kristalin partiküllerin eksikliği seramiğin kırılğan yapısının ortaya çıkmasına sebep olur. Bu nedenle seramiğin fiziksel özelliklerini iyileştirmek için lōsit ile güçlendirilmiş seramikler geliştirilmiştir. Lōsit kristalleri eklenmiş formlarının yanında florapatit ve lityum disilikat kristalleri de güçlendirme amacı ile kullanılmaktadır (Babu ve ark., 2015). Eklenen bu kristaller çatlak oluşumunu engeller veya çatlak oluşmuşsa ilerlemesini durdurur. Lōsitle güçlendirilmiş seramikler, lityum disilikat seramikler, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve fluorapatit bazlı seramikler sentetik cam seramik sınıfının içerisinde yer alır (Bajraktarova-Valjakova ve ark., 2018)

Lösit bazılı sentetik cam seramikler hacimsel olarak % 35-40 arası lösit kristali içeren seramiklerdir. Lösit kristalleri cam matriks içerisine homojen bir şekilde dağılmıştır. Bu kristaller feşdspatin 1150°C’ de kontrollü bir şekilde ısıtılması ile elde edilir ve boyutları 1-5  $\mu\text{m}$ ’dir. Kristal içeriği mekanik özellikleri etkilerken yüksek silika ( $\text{SiO}_2$ ) oranı optik özelliklerin iyi olmasını sağlar.

IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) l  sit bazlı cam seramikler sınıfına giren materyallerden biridir. Paradigm C (3M ESPE, Seefeld, Almanya), 3M tarafından 2006 yılında piyasaya sürülmüş bir diğ  r l  sit bazlı cam seramiktir (Bajraktarova-Valjakova ve ark., 2018).

Lösit bazlı cam seramikler presleme veya computer-aided design/computer-assisted manufacture (CAD/CAM) yöntemleri ile altyapı veya monolitik restorasyon yapımında kullanılırlar. Asitlenebilirler. Endikasyonları parsiyel restorasyonlar, veneer ve anterior kronlardır (Gracis ve ark., 2016).

### **Lityum disilikat ve türevi seramikler**

Kimyasal yapısı lityum disilikata dayanan, yüksek kırılma dayanımı gösteren malzemelerdir. Ivoclar ilk olarak bu sınıfa giren Empress II'yi piyasaya sürmüştür. Daha sonra ise aynı malzemenin presleme yöntemi ile veya CAD/CAM ile   retimine olanak tanıyan IPS e.max'i (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)   retmişt  r. Bu seramiğ  n kristal içeriğı % 70'e kadar y  kseltilmişt   ve kristal boyutları küçültülmüştür. Kristal oranının ve boyutlarının değışmesi materyalin mekanik özelliklerini iyileştirmiştir. Bu materyal, yüksek kristal oranına rağ  men lityum disilikat kristallerinin düşük kırılma indisinden dolayı translusens bir yapıya sahiptir. Bu sayede ağızın herhangi bir bölgesinde monolitik restorasyon ş  klinde veya bir altyapı üstüne tabakalama porseleni olarak kullanılabilir. CAD/CAM sistemlerinde hızlı kazınabilmesini sağlamak amacı ile yarı sinterize bloklar ş  klinde   retilmişt  r. Kazıma sonrası kristalizasyonu sağlayıp son rengi ve mekanik özellikleri elde edebilmek için restorasyona ikinci bir ısıl işlem uygulanır (Giordano, 2022).

Bu tip seramikler presleme veya CAD/CAM yöntemleri ile altyapı veya monolitik restorasyon yapımında kullanılırlar. Asitlenmeye uygundurlar. Parsiyel restorasyonlar, veneerler, anterior ve posterior kronlar, ikinci küçük azı dişine kadar olan bölgelerde 3 üyeli sabit protezler klinik endikasyonlarıdır (Gracis ve ark., 2016).

## **Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik**

Kristal yapıyı güçlendirmek için farklı mikro yapıya ve kimyaya sahip yeni cam seramikler geliştirilmiştir. Bunlara örnek olarak Celtra Duo (Dentisply-Sirona, Bensheim, Germany) ve Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sachingen, Germany) verilebilir. Bu yeni seramikler cam matriks içerisinde ana kristalin yapı olarak lityum silikat ve daha az oranda (% 10) zirkonyum dioksit içermektedir. Ortalama kristal boyutu yaklaşık olarak 1,5 µm'dir. Daha büyük olan kristallerin arasında daha ince mikron altı kristaller bulunur. Yapıya eklenen zirkonya partikülleri kristalizasyonu etkileyerek kristallerin büyümesini engeller ve daha küçük ve ince kristaller oluşmasını sağlar. Oluşan kristal boyutları lityum disilikat cam seramiklerin 1/6'si oranındadır. Suprinity yarı kristalize formdadır ve ekstra ısı işlem gerektirir. Celtra Duo ise tam kristalize bir materyaldir. Bu seramiklerin kazınmaları lityum disilikat seramiklere göre daha az zaman alır. Kristalizasyon gerektirmezler (Celtra Duo) veya çok kısa kristalizasyon süresi gerektirirler (Suprinity). Mikro yapısındaki daha ince ve küçük kristaller sayesinde lityum disilikat seramiklere göre daha iyi cilalanırlar (Giordano, 2022; Silva ve ark., 2017; Yeğin & Atala, 2020).

## **Florapatit bazlı seramikler**

IPS e.max Ceram ve IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bu grupta yer alır. Cam matriks içine gömülmüş çeşitli boyutlarda florapatit kristalleri  $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$  içerirler. IPS e.max Ceram, toz formunda nano florapatit tabaklama seramiğidir. Veneer yapımında, cam veya oksit seramikler ile ele edilen restorasyonların üstüne tabakalama seramiği olarak kullanılır. IPS e.max ZirPress ise preslenebilir bir ingottur. Veneer yapımında veya zirkonya altyapıların presleme tekniği ile veneerlenmesinde kullanılırlar (Bajraktarova-Valjakova ve ark., 2018). Yüzey işlemi olarak asitlenebilirler (Gracis ve ark., 2016).

## **Cam infiltre sistemler**

Poröz seramik altyapıya cam infiltre edilmiş seramiklerdir (Li, Chow & Matinlinna, 2014). Cam infiltre seramikler slip cast veya CAD/CAM yöntemi ile üretim yapmaya uygundurlar. Restorasyonun sadece altyapısı bu sistemlerle ede edilebilir. Simantasyon için yüzeyleri asitlenebilir (Gracis ve ark., 2016).

### **Alimüna (In Ceram Alimüna)**

Daha çok alümina olarak bilinen alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ), alüminyumun tek katı oksit formudur ve bir çeşit polikristalin materyaldir. İlk kez 1950'lerde tanıtılmış ve ilk klinik kullanımı 1970'lerde ortopedik implant şeklinde olmuştur. Alimüna içerikli seramikler dental alana girdikten sonra Vita slip cast tekniği ile In-Ceram adını verdiği cam infiltre bir seramik sistemi geliştirmiştir. Bu sistemde elde edilen korun % 85'i sinterize alimünadan oluşur. Daha sonra bu poröz alimüna kora lantan camı infiltre edilir. Isıl işlem uygulandığında eriyen lantan camı poröz yapının içine akarak yoğun bir seramik sistemi oluşturur. Bu teknik, cam infüze alüminaya 500 MPa'lık bir bükülme mukavemeti sağlar (Kaur, Talibi & Parmar, 2022). Bu sistemdeki poröz alimuna altyapısının CAD/CAM ile üretilebilmesi de mümkündür. Korun üretiminden sonra aynı şekilde ikinci bir fırınlama ile poröz yapıya lantan camı infiltre edilir. Bu iki teknikten biri ile altyapı üretildikten sonra tabakalama yöntemi ile restorasyona nihai şekli verilir (Li, Chow & Matinlinna, 2014). In-Ceram Alimüna (VITA Zahnfabrik) yeterli ışık geçirgenliği ve dayanımı ile anterior ve posterior kronlarda hem de anterior 3 üyeli köprü protezlerinde kullanıma uygundur (Bajraktarova-Valjakova ve ark., 2018).

### **Alümina ve magnezyum (In-Ceram Spinell)**

In Ceram-Spinell, alumina ve magnesiadan ( $MgAl_2O_4$ ) oluşur. Cam infiltre grup içerisinde dayanımı en düşük ancak en yüksek translusensliğe sahip olan seramiktir. Bükülme dayanımı 400 MPa'dır. Optik özellikleri yüksek ve dayanımı düşük olduğu için

kullanımı anterior kronlarda endikedir (Bajraktarova-Valjakova ve ark., 2018).

### **Alümina ve zirkonya (In-Ceram Zirkonya)**

In-Ceram Zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş cam infiltre alimünadır. Üretimi In-Ceram Alimüna ile aynı şekilde yapılır. Cam infiltre seramik sınıfının dayanımı en yüksek olan grubudur. Bükülme dayanımı 700 MPa'dır. Yüksek bükülme dayanımı sayesinde köprü protezlerinde altyapı olarak da kullanılabilir. Ancak zirkonyanın opak yapısından ötürü kullanımı ağzın posterior bölgeleri ile sınırlıdır (Li, Chow & Matinlinna, 2014).

### **Polikristalin seramikler:**

Bu grupta sınıflandırılan seramiklerin temel özelliği camsı faz içermeyen ince taneli kristal yapıdan oluşmalarıdır. Kristaller düzenli ve yoğun bir dizilim gösterirler. Bu dizilim çatlak ilerlemesini durdurur, malzemeye yüksek mukavemet ve kırılma dayanıklılığı sağlar (Li, Chow & Matinlinna, 2014). Camsı matriks içermemeleri bu seramiklerin hidroflorik asitle yüzeylerinin asitlenmesine karşı dirençli olmasına neden olur (Valandro ve ark., 2005). Cam fazın yokluğu ayrıca ışık geçirgenliğinin de düşük olmasına sebep olur (Shi ve ark., 2022).

### **Alimüna**

Daha çok alimüna olarak bilinen alimünyum oksit ( $Al_2O_3$ ) alüminyumun tek katı oksit formudur ve polikristalin yapıdadır (Kaur, Talibi & Parmar, 2022). İlk olarak 1970'lerde ortopedik implantlar ile tıbbi alanda kullanıma giren alimüna seramiklerde yüksek kırık oranları görülmüştür. Yüksek kırık oranları final yoğunluklarının düşük olmasından kaynaklanmıştır. 1980'lerde daha yüksek yoğunluklu ve ince grenli ikinci bir nesil çıkmıştır. Bu gelişme ile kırık oranları da düşmüştür. Günümüzde yüksek saflıkta, tam yoğunlukta ve daha ince mikroyapıda üçüncü nesil alimüna seramikler kullanılmaktadır (Madfa, 2014). Dental alanda kullanılan alimüna seramikler yüksek sertlik ve yoğunluktadır. Ancak elastiklik

modülüsünün yüksekliği bu materyalleri kırığa yatkın hale getirmektedir.

Nobel tarafından 1993 yılında piyasaya sürülen Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), ilk tamamen yoğun dental polikristalin seramiktir (Shi ve ark., 2022). Yapısının %99,9'unu alimüna oluşturur ve CAD/CAM sistemleri için üretilmiş bir seramiktir. Altyapı bilgisayar desteği ile üretildikten sonra restorasyonun estetik kısmı tabakalama tekniği ile tamamlanır. Techceram (Techceram Ltd, Shipley, UK), saf alimüna kor yapımına olanak sağlayan diğer bir sistemdir (Kaur, Talibi & Parmar, 2022).

Bu seramikler kullanılarak CAD/CAM ile üretim yapılır. Sadece altyapı elde edilmesinde kullanılırlar. Anterior, posterior kronlar ve köprü protezleri endikasyonlarını oluşturur (Gracis ve ark., 2016).

### **Zirkonya ile güçlendirilmiş alimüna**

Normalde alimüna seramiklerin mikro yapısı, polikristalin yapının kovalent ve iyonik bağlar içerdiği izometrik partiküllerden oluşur. Bu yapı nedeni ile alimüna seramiklerin kırılma dayanımı düşüktür. Dayanımı arttırmak amacı ile alimünaya zirkonya katılmaktadır. Bu şekilde güçlendirilmiş seramiklere zirkonya ile güçlendirilmiş alimüna denir. Son dönemlerde zirkonya esaslı seramikler üstün fiziksel ve kimyasal özellikleri nedeni ile alimüna içerikli seramiklerin yerini almaya başlamıştır. Bununla beraber zirkonya ile karşılaştırıldığında alimüna içerikli seramikler yüksek sıcaklıklarda ve fizyolojik sıvılarda oldukça stabildir. (Shi ve ark., 2022). Ayrıca zirkonya ile güçlendirilmiş alümina seramiklerde, yttrium oksit ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristallerinde (Y-TZP) görülen düşük ısı bozunması görülmemektedir (Sommer ve ark., 2012)

### **Stabilize zirkonya**

Zirkonyum (Zr), parlak gümüş rengi bir metaldir. Yüksek derecede saf bir formdayken nispeten yumuşak ve esnektir. En önemli bileşiiği olan zirkonyum dioksit ( $ZrO_2$ ), kimyasal olarak bir

oksit, teknolojik olaraksa bir seramik materyalidir (Bajraktarova-Valjakova ve ark., 2018).

Zirkonya üstün mekanik özellikleri nedeni ile oksit seramikler içerisinde eşsiz bir yere sahiptir. Saf zirkonya atmosfer basıncında sıcaklığa bağlı olarak 3 farklı kristalografik formda bulunur. Farklı yapılar aynı kimyasal bileşime ancak farklı atomik düzene sahip olduğu için bu duruma allotropi denir. Oda sıcaklığından 1170 °C'ye kadar monoklinik fazdadır. Yapı 1170-2370 °C arası tetragonal ve 2370 °C'den erime sıcaklığına kadar da kübik formdadır. Soğuma sırasında tetragonal fazdan (t) monoklinik faza (m) geçerken hacimde önemli bir artış meydana gelir. Bu miktar yaklaşık olarak %4.5'tir ve katastrofik başarısızlıklara neden olabilir. Fazlar arası bu dönüşümü kontrol edebilmek için saf zirkonyaya kalsiyum (CaO), magnezyum (MgO), yttrium (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) veya seryum (CeO<sub>2</sub>) oksit gibi oksitler eklenmektedir. Bu oksitlerin eklenmesi ise tetragonal faz oda sıcaklığında stabil tutularak strese bağlı meydana gelen tetragonal-monoklinik faz (t → m) dönüşümü kontrol altına alınır. Böylece çatlak ilerlemesi etkin bir şekilde durdurulur ve daha dayanıklı bir materyal elde edilmiş olur (Bajraktarova-Valjakova ve ark., 2018; Denry & Kelly, 2008).

Zirkonya seramikler mikro yapısı baz alınarak 3 başlık altında sınıflandırılabilir: Tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP), parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) ve tam stabilize zirkonya (FSZ). TZP çoğunlukla yttrium veya seryum oksit ile stabilize edilmiş tetragonal fazdan oluşurlar. PSZ kübik bir matriks içerisinde nona boyutlarda tetragonal veya monoklinik partiküllerden oluşur. FSZ zirkonyanın kübik formundan oluşur ve % 8 molder fazla yttrium oksit içerirler. Dental zirkonya seramiklerin tamamı çoğunlukla yttrium oksit ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri şeklindedir (Y-TZP). Çünkü bu zirkonya materyali frezelem ve sinterleme sonrası en yüksek dayanıma ve kırılma tokluğuna sahip olan zirkonya seramik formudur (Gracis ve ark., 2016). Günümüz diş hekimliğinde bu seramik sınıfından, yttrium oksit ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri (3Y-TZP), magnezyum oksit ile parsiyel stabilize edilmiş zirkonya (Mg-PSZ) ve alimüna ile

güçlendirilmiş zirkonya kullanılmaktadır (Denry & Kelly, 2008; Li, Chow & Matinlinna, 2014).

Yttrium oksit ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri (3Y-TZP): Stabilizör olarak % 3 mol yttrium oksit içerir. 1990’larda diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Kron ve köprü protezlerinin yapımında kullanılır. Kritik bir gren boyutunun üzerine çıkıldığında bu materyallerin stabilitesi azalır ve spontan faz dönüşümüne yatkın hale gelirler. Sinterleme koşulları, gren boyutunu belirlediği için malzemenin hem stabilitesi hem de mekanik özellikleri üzerinde güçlü bir etkiye sahiptir. Yüksek sinterleme sıcaklıkları ve süresi büyük boyutlu grenlerin oluşmasına neden olur. 0.2 µm altındaki gren boyutlarında faz dönüşümü gerçekleşemez. Bu seramiklerin greb boyutları 0.2–0.5 µm arasındadır ve bükülme dayanımı (800–1000MPa) oldukça yüksektir (Denry & Kelly, 2008). CAD/CAM zirkonya bloklar yarı sinterize (presinterize-green stage) veya sinterize (white stage) olarak üretilirler. Çoğu sistem yarı sinterize blokların kazınması şeklindedir (soft machining). Yarı sinterize bloklar poröz bir yapıda olduğundan kazınması daha kolaydır, daha az zaman alır ve kazıma kullanılan ekipman daha uzun süre kullanılabilir. Kazıma sonrası sinterleme işlemi uygulanır. Ancak sinterlem sırasında hacimsel olarak % 20-25 arası bir büzülme meydana geldiğinden restorasyon büyük kazınır. Büzülmeye bağlı olarak distorsiyon olduğundan restorasyonun düzeltilmesi ve adapte edilmesi gerekir. Diğer yöntemde endüstriyel olarak tam sinterlenmiş bloklardan (hot iso-static pressed ‘HIP’ zirconia-HIP zirkonya) kazıma (hard machining) yapılır. Tam sinterize blokların kazınması yüzeyde kompleks bir etki yaratır. Kazıma işlemi, plastik deforemsyonun ve tetragonal–monoklinik faz dönüşümünün sonucunda yüzeyde rezidüel kompresif stresler oluşmasına neden olabilir. Bu stresler bükülme dayanımı arttırır. Diğer yandan kazıma yüzeyde çatlaklara neden olur. Eğer bu çatlaklar, kazıma ya bağlı olarak oluşan residüel kompresif stres tabakasının kalınlığını geçerse stresleri yoğunlaştırır ve dayanımı düşürür (Denkena ve ark., 2017; Komine, Blatz & Matsumura 2010).

Magnezyum oksit ile parsiyel stabilize edilmiş zirkonya (Mg-PSZ): Kübik matriks içerisinde tetragonal kristaller barındıran magnezyum oksit ile stabilize edilmiş iki fazlı seramik materyalidir. Ticari malzemelerin bileşimindeki MgO miktarı genellikle % 8 ile 10 mol arasında değişmektedir. Gren boyutlarının büyük olmasından dolayı yüksek aşındırıcılık ve yapısal porozite gösterir. Denzir-M (Dentronic, Skelleftea, Sweden) artık kullanılmayan bu seramik grubuna örnek olarak verilebilir (Denry & Kelly, 2008; Li, Chow & Matinlinna, 2014).

Dönüşüm toklaşması: Metastabil tertagonal zirkonya içeren bir restorasyon çekme gerilimi, sıcaklık şoku, hastanın parafonksiyonel alışkanlığına bağlı aşırı kuvvetler veya düşük sıcaklıklarda suyla temas hali gibi dışarıdan gelen bir enerjiye maruz kaldığında yapısında çatlaklar oluşabilir. Zirkonyum dioksit partikülleri hacimsel bir ekspansiyonla beraber tetragonal fazdan monoklinik faza geçer ve bu hacimsel artış çevresindeki materyal tarafından sınırlanır. Böylece hacimsel ekspansiyon çatlak üzerinde baskı kuvvetleri oluşturarak ilerlemesini durdurur. Bu nedenle bu olaya ‘dönüşüm toklaşması’ denir (Bajraktarova-Valjakova ve ark., 2018).

Aşındırma veya kumlama gibi strese neden olan yüzey işlemleri de tetragonal zirkonyanın metastabil yapısından dolayı tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne neden olabilir. Faz dönüşümü sırasında oluşan hacimsel artış yüzeyde kompresif streslerin oluşmasını ve bükülme dayanımının artmasına sağlar. Ancak bu dönüşüm aynı zamanda materyalin faz bütünlüğünü bozar ve yaşlanma (aging) riskini artırır (Denry & Kelly, 2008).

Düşük ısı bozunması (low temperature degradation-LTD): Yaşlanma süreci, nispeten düşük sıcaklıklarda suyun varlığında yarı kararlı tetragonal fazın progresif bir şekilde spontan olarak monoklinik faza dönüşmesidir. Bu olay ‘düşük ısı bozunması (low temperature degradation-LTD)’ olarak bilinir. Düşük ısı bozunması yüzeydeki izole grenlerde başlayan ve hacim artışına sebep olan yavaş bir dönüşümdür. Spontan faz dönüşümü çevresindeki

grenlerde stres meydana getirerek çatlak oluşumuna neden olur, iç gerilimler grenden grene yüzeyin altındaki daha derin tabakalara aktarır, çatlaklar ilerler ve çatlaklardan içeri su girer. Sonuçta mikro çatlaklar birleşerek grenlerin ayrılmasına ve dayanımda dikkate değer bir azalmaya neden olur. Dayanımdaki bozulmanın miktarı stabilizörün tipi, konsantrasyonu ve dağılımı, zirkonyumun gren boyutu ve rezidüel stresler gibi faktörlere bağlıdır (Li, Chow & Matinlinna, 2014; Zhang & Lawn, 2018). Zirkonyayı stabilize etmek için değişik oksitler katılsa da en yüksek dayanım ve tokluk yttrium oksit ( $Y_2O_3$ ) ilavesi ile sağlanmıştır. Böylece, %3 mol (ağırlıkça %5,2) yttriya ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri (3Y-TZP) protetik diş hekimliğinde restorasyonların temel malzemelerinden biri haline gelmiştir (Zhang & Lawn, 2018).

Zirkonya seramikler altyapı veya monolitik restorasyon üretiminde kullanılabilir. CAD/CAM ile üretim yapılır. Parsiyel restorasyonlar, anterior ve posterior kronlar, köprü protezleri klinik uygulama alanlarını oluşturur. İlk çıkış aşamalarında bu seramikler daha çok altyapı elde edilip uyumlu bir seramikle veneerlenmesi şeklinde kullanılmıştır. Ancak artık infiltrasyon yöntemi ile renklendirilebilen monolitik restorasyonlar da yapılabilmektedir. Ayrıca polikromatik ve translusensliği artan bloklar piyasaya sürülmüştür (Gracis ve ark., 2016). Zirkonya seramikler yüksek kristal içeriğine sahip olduğundan yüzey işlemi olarak asitlemeye uygun değildir (Yeğin, 2019). Biyolojik olarak inert, biyouyumluluğu oldukça yüksek bir seramik materyali olması implant abutmentlerinin yapımında kullanılmasına da olanak sağlamaktadır (Shi ve ark., 2022).

### **Alimüna ile güçlendirilmiş zirkonya**

Alimünanın orta düzey dayanım göstermesi ve zirkonyanın tetragonal fazda kısmen stabil olması bu iki materyalin mikro veya nano skalada bir yapıda bir araya getirilmesi yönünde bir eğilim oluşturmuştur. Böylece zirkonya ile sertleştirilmiş alimüna ve alimüna ile sertleştirilmiş zirkonya seramikler üretilmiştir. Zirkonya ile güçlendirilmiş alimüna ağırlıkça en az % 50 alimüna; alimüna ile

güçlendirilmiş zirkonya da ağırlıkça en az % 50 zirkonya içermelidir. Bu materyaller Y-TZP seramiklere göre düşük ısı bozunmasına karşı dayanıklıdır, yüksek dayanım ve kırılma tokluğu gösterirler (Gracis ve ark., 2016).

Alimüna ile güçlendirilmiş zirkonya her iki materyalin avantajlarını bir araya getirmek üzere 3Y-TZP matriks içerisinde dağılmış alimüna ( $\alpha$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) fazdan oluşur (Bergamo ve ark., 2021). Alimüna, yapıya özellikle zirkonyanın düşük ısı bozunumunu ortadan kaldırmak için eklenmiştir. Alimüna, zirkonya partiküllerinin birleşmesini ve gren boyutunu limitler, faz dönüşümünü kısıtlar böylece düşük ısı bozunumunu azaltır (Lopes ve ark., 2020).

Zirkonya ile güçlendirilmiş alimüna ve alimüna ile güçlendirilmiş zirkonya seramiklerden sadece CAD/CAM ile restorasyon üretimi yapılabilir. Bir kor yapının veneerlenmesinde kullanılamazlar. Altyapı veya monolitik restorasyon şeklinde kullanılırlar. Asitlenemezler ve veneer yapımında endikasyonları yoktur. Parsiyel restorasyonlar, kron ve köprü protezleri, implant abutmentleri kullanım alanlarıdır (Gracis ve ark., 2016).

### **Fonksiyonel kademelendirilmiş malzemeler**

Fonksiyonel kademelendirilmiş materyaller konsepti (functionally graded materials - FGM) geleneksel homojen ve unifor yapıdaki materyallerin performansını arttırmak için geliştirilmiş yeni bir malzeme dizaynıdır. Bu materyallerin mikroyapısı, içerisindeki bileşenlerin hacimsel oranına göre değişmektedir. Sinterlenmiş FGM'nin mikro yapısı, kimyasal bileşimlerin çeşitlenmesiyle bir taraftan diğer tarafa kademeli olarak değişir. Nihai materyal, içerisindeki bitişik katmanlarla kolaylıkla karşılaştırılabilecek farklı bir görünüme sahiptir. Bu yöntemle üretilmiş zirkonya/alimüna seramikler oldukça gelişmiş fiziksel, mekanik ve termal özelliklere sahip bir yapı gösterirler (Madfa, 2014).

Geçmişte FGM en az bir metalik faz içermektedir. Son zamanlarda ise yüksek potansiyelleri nedeni ile dikkatler seramik-

seramik ve seramik-cam sistemleri üzerinde toplanmıştır. Fonksiyonel kademelendirilmiş seramikler (FGC'ler), yüksek sıcaklıklar, aşındırıcı ortamlar, aşınma, mekanik ve termal kaynaklı koşullar dahil olmak üzere çeşitli zorlu çalışma koşullarına dayanacak şekilde tasarlanmıştır (Petit, Montanaro & Palmero, 2018).

Alimüna veya zirkonyanın yüzeyine cam infiltrasyonu ile elde edilen restoratif materyaller seramik-cam kompozisyonundadır. Cam infiltrasyonu hasarlara daha dayanıklı ve daha estetik malzemeler elde edilmesini sağlar. Kademelendirilmiş materyal, bir arayüz boyunca (venner ve kor arasında) kompozisyonu kademeli olarak değişen (düşük sertlikteki camdan yüksek sertlikteki kora doğru) bir bileşimden oluşur. Buradaki basamaklı yapı geleneksel kor-veneer yapımından kaynaklanan katmanlar arasındaki keskin geçişi ortadan kaldırarak tabakalar arasında ayrılma riskini azaltır. Ayrıca yüzeyde kalan cam zirkonyayı bir kapsül gibi sararak su emilimini engeller ve dolayısıyla hidrotermal bozunmayı sınırlandırır (Gracis ve ark., 2016).

### **Rezin matriks seramikler**

Yüksek oranda seramik partikülleri ile doldurulmuş organik bir matristen oluşurlar. Az oranda organik yapı ve ağırlık olarak % 50'den fazla refraktör inorganik komponentler içerirler. İçerisindeki inorganik yapıya göre sınıflandırılırlar. Geleneksel seramiklere göre elastiklik modülü dentine daha yakındır, kazınması ve uyumlandırılması cam matris veya polikristalin seramiklere göre daha kolaydır, kompozit rezinle onarımı veya modifikasyonu kolaydır (Gracis ve ark., 2016). CAD/CAM uygulamaları için geliştirilmişlerdir. Bu seramik sınıfı kompozit ve seramik malzemelerinin olumlu özelliklerini birleştirmeyi amaçlamaktadır (Facenda, Borba & Corazza, 2018).

### **Rezin nanoseramikler**

Polimer matriks içerisine nano boyuttaki seramik doldurucuların (zirkonya veya silika) rastgele dağılması ile elde

edilirler. Yüksek ısı işlemi ile endüstriyel olarak polimerize edilirler (Laborie, Naveau & Menard, 2022).

Bu grupta yer alan Lava Ultimate (3M-ESPE, St Paul, ABD), ağırlık olarak % 80 oranında nano boyuttaki zirkonya ( $\text{ZrO}_2$ ) ve silika (69%  $\text{SiO}_2$ ) partiküllerinden ve % 20 oranında organik rezin matriksten oluşmaktadır. Ayrık silika ve zirkonya nanopartiküllerinin zirkonya-silika nanokümeleri ile kombinasyonu, doldurucu partiküller arasındaki boşluğu azaltır. İnley onley ve venner yapımında kullanılabilirler. Ancak debonding problemi nedeni ile tam kuronlarda endikasyonu yoktur (Sonmez ve ark., 2018; Zhi, Bortolotto & Krejci, 2016).

Rezin nanoseramikler sadece CAD/CAM sistemleri ile kullanılmak üzere üretilmiş bloklar halindedir. Bir korun üzerine venneerleme yapmaya veya altyapı üretimine uygun değildir. Monolitik restorasyon üretilmesi şeklinde kullanılırlar. Yüzeylerine asitleme yapılmaz (Gracis ve ark., 2016).

### **Rezin matriks infiltre cam seramikler**

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya);yüksek ısı ve yüksek basınç altında polimerize edilmiş polimerden ve feldspatik seramikten oluşan iç içe geçmiş ikili bir ağ yapıya sahiptir. Seramik faz ağırlık olarak yapının % 86'sını oluşturur. Mekanik özellikleri insan dişinin dentin ve mine dokusuna benzerdir (Atala & Yeğin, 2022; Laborie, Naveau & Menard, 2022). Rezin matriks üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) oluşur (Spitznagel ve ark., 2016). Polimer komponent seramiğin karılma dayanımını ve reziliensini arttırmış, kazınmasını kolaylaştırmıştır. (Giordano, 2022).

Göreceli olarak yüksek  $\text{Al}_2\text{O}_3$  içeriği nedeni ile bu materyalin translusensliği Lava Ultimate ve cam matriks seramiklerden daha düşüktür. Bu nedenle inley, onley ve posterior kuronlarda kullanımı önerilmiştir (Sonmez ve ark., 2018). Konvansiyonel seramiklere göre kırılma dayanımı daha azdır. İnce tabak şeklinde uygulandığında bile iyi kenar stabilitesi gösterir (Spitznagel ve ark., 2016).

Bu seramikler de resin nanoseramikler gibi sadece CAD/CAM ile kullanılabilirler ancak resin nanoseramiklerin aksine asitlenebilirler. Altyapı üretiminde ve altyapı üzerine veneerleme yapılması amacı ile kullanılamazlar. Yapılacak restorasyon monolitik olarak bu materyalden elde edilir (Gracis ve ark., 2016).

### **Rezin matriks infiltre zirkonya-silika seramikler**

Rezin matrikse infiltre zirkonya-silika seramiklerde organik matriks ve seramiklerin ağırlıkça yüzdeleri farklılık göstermektedir (ör. silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, pigmentler). Yapının ağırlıkça % 60'ından fazlasını inorganik bileşenler oluşturur.

Bu başlık altında Shofu Block HC (Shofu inc., Kyoto, Japonya) ve Paradigm MZ100 (3M ESPE, Minnesota, Amerika Birleşik Devletleri) listelenebilir (Gracis ve ark., 2016).

Shofu Block HC: Silika tozu, zirkonyum silikat ve mikro kümeli silikadan oluşan inorganik kısmı bloğun ağırlık olarak % 61'den fazlasını oluşturur. Organik kısmı ise UDMA ve TEGDMA'dan meydana gelmektedir (Stawarczyk ve ark., 2016).

Paradigm MZ100 (Paradigm MZ-100 Blocks, 3M ESPE, St. Paul, ABD): CAD/CAM sistemleri için piyasaya sürülen ilk resin kompozit bloktur. Ağırlıkça % 85 oranında ultraince zirkonya-silika seramik doldurucular içermektedir (Ling, Ma & Malyala, 2021). Polimer matriksi ise bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA) ve TEGDMA'dan oluşmaktadır. Patentli üçlü başlatıcı bir sistem içermektedir (Gracis ve ark., 2016).

Bu materyaller de diğer resin matriks seramikler gibi sadece CAD/CAM ile restorasyon elde etmeye uygun bloklar şeklindedirler. Altyapı elde etmede veya bir altyapının üzerine veneerlemede kullanılamazlar. Restorasyon monolitik olarak bu seramikten üretilir. Asitle pürüzlendirmeye uygun değildir. Parsiyel restorasyonlar, vennerler, anterior ve posterior kronlar klinik kullanım alanlarıdır (Gracis ve ark., 2016).

## Kaynakça

Anusavice K. J., Shen, C. & Rawls, H. R. (2013). Phillips' science of dental materials (12th ed). Philadelphia: Saunders.

Atala, M. & Yeğin, E. (2022). "Effect of Different Universal Bonding Agent Procedures on Repair of Feldspathic and Hybrid Ceramics." *The International Journal of Prosthodontics* 35(3): 330–37.

Babu, P. J., Alla, R. J., Alluri, V. J. & Datla, S. R. (2015). "Dental Ceramics : Part I – An Overview of Composition , Structure and Properties." 3(1): 13–18.

Bajraktarova-Valjakova, E., Korunoska-Stevkovska, V., Kapusevska, B., Gigovski, N., Bajraktarova-Misevska, C. & Grozdanov, A. (2018). "Contemporary Dental Ceramic Materials, a Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use." *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences* 6(9): 1742–55.

Bergamo, E.T.P., Cardoso, K.B., Lino, L.F.O., Campos, T.M.B., Monteiro, K.N., Cesar, P.F., Genova, L.A., Thim, G.P., Coelho, P.G. & Bonfante, E.A. (2021). "Alumina-Toughened Zirconia for Dental Applications: Physicochemical, Mechanical, Optical, and Residual Stress Characterization after Artificial Aging." *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials* 109(8): 1135–44.

Denkena, B., Breidenstein, B., Busemann, S. & Lehr c. M. (2017). "Impact of Hard Machining on Zirconia Based Ceramics for Dental Applications." *Procedia CIRP* 65: 248–52. <http://dx.doi.org/10.1016/j.procir.2017.04.055>.

Denry, I. & Kelly, J. R. (2008). "State of the Art of Zirconia for Dental Applications." *Dental Materials* 24(3): 299–307.

Facenda, J.C., Borba M. & Corazza, P.H. (2018). "A Literature Review on the New Polymer-Infiltrated Ceramic-Network

Material (PICN).” *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 30(4): 281–86.

Giordano, R. (2022). “Ceramics Overview.” *British Dental Journal* 232(9): 658–63.

Gracis, S., Thompson, V.P., Ferencz, J.L., Silva, N.R. & Bonfante, E.A. (2016). “A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials.” *The International Journal of Prosthodontics* 28(3): 227–35.

Kaur, K., Talibi, M. & Parmar, H. (2022). “Do You Know Your Ceramics? Part 4: Alumina.” *British Dental Journal* 232(4): 221–23.

Kelly, J. R. & Benetti, P.( 2011). “Ceramic Materials in Dentistry: Historical Evolution and Current Practice.” *Australian Dental Journal* 56(SUPPL. 1): 84–96.

Komine, F., Blatz M.B. & Matsumura, H. (2010). “Current Status of Zirconia-Based Fixed Restorations.” *Journal of oral science* 52(4): 531–39.

Laborie, M., Naveau, A. & Menard, A. (2022). “CAD-CAM Resin-Ceramic Material Wear: A Systematic Review.” *Journal of Prosthetic Dentistry*: 1–7.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.01.027>.

Li, R.W., Chow, T.W. & Matinlinna J.P. (2014). “Ceramic Dental Biomaterials and CAD/CAM Technology: State of the Art.” *Journal of Prosthodontic Research* 58(4): 208–16.  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2014.07.003>.

Ling, L., Ma, Y. & Malyala, R. (2021). “A Novel CAD/CAM Resin Composite Block with High Mechanical Properties.” *Dental Materials* 37(7): 1150–55.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.03.006>.

Lopes, A.C.O., Coelho, P.G., Witek, L., Benalcázar Jalkh, E.B., Gênova, L.A., Monteiro, K.N., Cesar, P.F., Lisboa-Filho, P.N., Bergamo, E.T.P., Ramalho, I.S., Campos, T.M.B. & Bonfante, E.A.

(2020). “Microstructural, Mechanical, and Optical Characterization of an Experimental Aging-Resistant Zirconia-Toughened Alumina (ZTA) Composite.” *Dental Materials* 36(12): e365–74. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.08.010>.

Madfa, A.A. (2014). “Alumina Ceramic for Dental Applications: A Review Article.” *American Journal of Materials Research* (April).

Petit, C., Montanaro, L. & Palmero, P. (2018). “Functionally Graded Ceramics for Biomedical Application: Concept, Manufacturing, and Properties.” *International Journal of Applied Ceramic Technology* 15(4): 820–40.

Shi, H.Y., Pang, R., Yang, J., Fan, D., Cai, H., Jiang, H.B., Han, J., Lee, E.S. & Sun, Y. (2022). “Overview of Several Typical Ceramic Materials for Restorative Dentistry.” *BioMed research international* 2022: 8451445.

Silva, L.H.D., Lima, E., Miranda, R.B.P., Favero, S.S., Lohbauer, U. & Cesar, P.F. (2017). “Dental Ceramics: A Review of New Materials and Processing Methods.” *Braz. oral Rest* 31: 133–46. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0058>.

Sommer, F., Landfried, R., Kern, F. & Gadow, R. (2012). “Mechanical Properties of Zirconia Toughened Alumina with 10 – 24 Vol .% 1Y-TZP Reinforcement.” *Journal of the European Ceramic Society* 32(16): 4177–84. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2012.06.019>.

Sonmez, N., Gultekin, P., Turp, V., Akgungor, G., Sen, D. & Mijiritsky, E. (2018). “Evaluation of Five CAD/CAM Materials by Microstructural Characterization and Mechanical Tests: A Comparative in Vitro Study.” *BMC Oral Health* 18(1): 1–13.

Spitznagel, F.A., Vuck, A., Gierthmühlen, P.C., Blatz, M.B. & Horvath, S.D. (2016). “Adhesive Bonding to Hybrid Materials: An Overview of Materials and Recommendations.” *Compendium of*

*continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)* 37(9): 630–37. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27700131>.

Stawarczyk, B., Liebermann, A., Eichberger, M. & Güth, J.F. (2016). “Evaluation of Mechanical and Optical Behavior of Current Esthetic Dental Restorative CAD/CAM Composites.” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 55: 1–11. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.10.004>.

Talibi, M., Kaur, K., Patanwala, H.S. & Parmar, H. (2022). “Do you know your ceramics? Part 1: classification.” *Br Dent J.* 2022 Jan;232(1):27-32. doi: 10.1038/s41415-021-3818-x.

Talibi, M., Kaur, K. & Parmar, H. (2022b). “Do You Know Your Ceramics? Part 2: Feldspathic Ceramics.” *British Dental Journal* 232(2): 80–83.

Valandro, L.F., Della Bona, A., Antonio Bottino, M. & Neisser, M.P. (2005). “The Effect of Ceramic Surface Treatment on Bonding to Densely Sintered Alumina Ceramic.” *The Journal of prosthetic dentistry* 93(3): 253–59. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15775926>.

Yeğın, E. (2019). “Effects of Various Chairside Surface Treatments on Zirconia-Resin Cement Bond Strength.” *12 Jdmt* 8(1): 12–18.

Yeğın, E. & Atala, M. (2020). “Comparison of CAD/CAM Manufactured Implant-Supported Crowns with Different Analyses.” *International Journal of Implant Dentistry* 6(1).

Zhang, Y. & Lawn, B. R. (2018). “Novel Zirconia Materials in Dentistry.” *Journal of Dental Research* 97(2): 140–47.

Zhi, L., Bortolotto, T. & Krejci, I. (2016). “Comparative in Vitro Wear Resistance of CAD/CAM Composite Resin and Ceramic Materials.” *Journal of Prosthetic Dentistry* 115(2): 199–202. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.07.011>.

