

**T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ  
ANABİLİM DALI**

**POSTERİOR BÖLGEDEKİ İNLEY KÖPRÜ SİSTEMLERİN KIRILMA  
DİRENÇLERİNİN İN VİTRO DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Osman Fatih KARAALIOĞLU**

**TEZ YÖNETİCİSİ**

**Prof. Dr. Lütfü İhsan ALADAĞ**

**Doktora Tezi  
ERZURUM-2009**

## İÇİNDEKİLER

|   |    |
|---|----|
| İÇİNDEKİLER   | I  |
| TEŞEKKÜR  | IV |
| ÖZET  | V  |
| SUMMARY   | VI |
| 1 GİRİŞ VE AMAÇ   | 1  |
| 2 GENEL BİLGİLER  | 3  |
| 2.1 İnley Köprülerin Avantajları                                    | 3  |
| 2.2 İnley Köprülerin Dezavantajları                                 | 4  |
| 2.3 İnley Köprülerde Diş Kesimi                                     | 5  |
| 2.4 İnley Köprülerin Endikasyon Ve Kontrendikasyonları              | 5  |
| 2.5 İnley Köprülerin Başarısına Etki Eden Faktörler                 | 7  |
| 2.5.1 İnley Köprülerin Başarısına Etki Eden Hastaya Bağlı Faktörler | 7  |
| 2.5.2 İnley Köprülerin Başarısına Etki Eden Hekime Bağlı Faktörler  | 7  |
| 2.6 İdeal Bir Restorasyonda Olması Gereken Özellikler               | 8  |
| 2.7 İnley Köprülerin Yapımında Kullanılan Materyaller               | 9  |
| 2.7.1 Diş Hekimliğinde Kullanılan Kompozitler                       | 9  |
| 2.7.2 Dental Seramik Sistemler                                      | 25 |

## II

|       |  |    |
|-------|--|----|
| 2.7.3 | FRC Ve Tam Seramiklerin Simantasyonu                   | 46 |
| 3     | GEREÇ VE YÖNTEM  | 47 |
| 3.1   | İnley Kavitelerinin Boyutları                          | 50 |
| 3.1.1 | Yardımcı proksimal kutulu inley kesimi                 | 50 |
| 3.1.2 | Yardımcı proksimal kutusuz- tüp şeklinde inley kesimi  | 50 |
| 3.1.3 | Yardımcı proksimal kutusuz- kutu şeklinde inley kesimi | 51 |
| 3.1.4 | Yardımcı proksimal kutusuz-slot inley kesimi           | 52 |
| 3.2   | Test Örneklerinin Hazırlanması                         | 54 |
| 3.2.1 | Poliyeten Fiber Alt Yapılı Örneklerin Hazırlanması     | 54 |
| 3.2.2 | Cam Fiber Alt Yapılı Örneklerin Hazırlanması           | 55 |
| 3.2.3 | Zirkonyum Alt Yapılı Porselen Örneklerin Hazırlanması  | 56 |
| 3.2.4 | Metal Alt Yapılı Porselen Örneklerin Hazırlanması      | 58 |
| 3.3   | Mekanik Direncin İncelenmesi                           | 59 |
| 3.4   | Verilerin İstatiksel Olarak Değerlendirilmesi          | 62 |
| 4     | BULGULAR   | 63 |
| 4.1   | Kırılma Direnci Değerlendirilmesi                      | 63 |
| 4.1.1 | Poliyeten Fiber Alt Yapılı Örneklere Ait Bulgular      | 65 |
| 4.1.2 | Cam Fiber Alt Yapılı Örneklere Ait Bulgular            | 66 |

### III

|       |   |    |
|-------|---|----|
| 4.1.3 | Zirkonyum Alt Yapılı Porselen Örneklere Ait Bulgular    | 66 |
| 4.1.4 | Metal Destekli Porselen Örneklere Ait Bulgular          | 67 |
| 4.2   | Kırılma Tipleri   | 67 |
| 4.2.1 | Polietilen Fiber Alt yapılı Kompozit Örneklerde Kırılma | 67 |
| 4.2.2 | Cam Fiber Alt Yapılı Örneklerde Kırılma                 | 68 |
| 4.2.3 | Zirkonyum Alt Yapılı Porselen Örneklerde Kırılma        | 68 |
| 4.2.4 | Metal Destekli Porselen Örneklerde Kırılma              | 69 |
| 5     | TARTIŞMA  | 70 |
| 6     | SONUÇ   | 89 |
| 7     | KAYNAKLAR   | 90 |

**TEŞEKKÜR**

Çalışmamın başından beri yardımını esirgemeyen tez danışmanım Prof. Dr. Lütfü İ. Aladağ' a, değerli fikirleri ile çalışmama ışık tutan kıymetli hocalarıma, mesai arkadaşlarıma, bu zorlu dönemde her türlü desteği benden esirgemeyen eşime ve aileme teşekkür ederim.

## ÖZET

### **Posterior Bölgedeki İnley Köprü Sistemlerin Kırılma Dirençlerinin İn Vitro Değerlendirilmesi**

Çalışmamızda dört farklı inley kavite preparasyonu yapılarak, dört farklı restorasyon çeşidi ile hazırlanan inley köprülerin kırılma dirençleri değerlendirilmiştir.

Çalışmada kullanılmak üzere çürüksüz 1 adet alt sağ 2.premolar ve 2.molar diş toplandı. Dişler daha sonra 11 mm aralıkla akrilik rezin içerisine gömüldü. 4 farklı preparasyon şeklinin standart dişlere uygulanabilmesi amacıyla elde edilen model 4 adet kopyalanıp inley kaviteler açıldı. Daha sonra bu rezin modellerden de testin yapılacağı metal güdükler hazırlandı. Çalışmada inley köprü yapımı için polietilen fiberle (Construct) güçlendirilmiş kompozit, cam fiberle güçlendirilmiş (Stick) kompozit, manüel dizayn ve manüel kopya ile elde edilen zirkonyum (ZirkonZahn) ve metal destekli porselen kullanılmıştır.

Mekanik direncin incelenmesinden önce inley köprüler ilk önce 1 hafta 37°C'lik su banyosunda bekletildi daha sonra termal siklus cihazında 5/55°C'de 5000 termosiklus uygulandı. Hazırlanan metal daylara kalsiyum hidroksit ile simante edilen örnekler Instron Universal test cihazı ile 1 mm/dk hızında kırılma oluşuncaya kadar kuvvet uygulandı. Elde edilen verilen istatistiksel analizi SPSS 10.05 paket programı ile yapıldı. İstatistiksel analizlerde ANOVA; ortalamaların karşılaştırılmasında Duncan çoklu karşılaştırma testi uygulanmıştır. Çalışmamızda en yüksek kırılma direnci değerini ZirkonZahn grubuna ait örnekler verdi. Bunu sırasıyla Stick-Grandio, metal destekli porselen ve Construct-Grandio örnekler izlemiştir.

Anahtar Kelimeler: İnley köprü, diş preparasyonu, kırılma direnci

**SUMMARY****In Vitro Evaluation Of Fracture Resistance Of Posterior Region Inlay Bridge Systems**

The aim of this study was to compare the fracture strength of prepared with four different inlay cavity preparation and four different restoration materials of inlay retained fixed partial dentures.

For this study; caries free 1 right 2. mandibular premolar and 1 right 2. mandibular molar were collected. Teeth were embedded into the acrylic resin with separation of 11 mm. For the standardization of 4 inlay cavity preparation this model is duplicated and inlay cavities are prepared into duplicated models. Then resin models duplicated to cast metal models. Preparation of inlay retained fixed partial dentures are prepared with polyethylene fiber (Construct) reinforcement composite, glass fiber (Stick) reinforced composite, manual designed and manufacturing zirconia and metal-ceramic.

Before the fracture strength test inlay bridges were stored in distilled water at 37°C in one week, then thermal cycling was done by 5000 cycles of 5/55°C distilled water. All restorations were cemented to the metal models using calcium hydroxide luting cement. Specimens were centrally loaded on the pontic until failure with a universal testing machine (Instron Universal test machine); with a crosshead speed of 1 mm/min. Obtained data were analyzed by statistical software, SPSS 10.05 for Windows. Anova and Duncan multiple comparison test methods were performed for statistical analyses. As a result of study; restoration prepared with ZirkonZahn showed the highest

mean fracture strength, followed by Stick-Grandio, metal-ceramic and Construct-Grandio.

Key words: Inlay bridge, tooth preparation, fracture resistance



## 1 GİRİŞ VE AMAÇ

Posterior bölgede ki tek diş eksikliklerinin giderilebilmesi için uygulanabilecek birçok tedavi alternatifi vardır. Hekimler tarafından en çok tercih edilen yöntem ise geleneksel metal destekli porselen köprülerdir.<sup>1</sup> Çekim boşluğunun yanındaki destek dişler, köprü yapımı sırasında tam-kuron için mine-dentin seviyesine kadar prepare edilirler. Bu da yüksek oranda diş dokusunun kaybıyla birlikte bazı dezavantajları da beraberinde getirir.<sup>2</sup> Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC) teknolojisindeki ve tam seramik sistemlerde ki gelişmelere bağlı olarak uygun sağlamlığa ve klinik sürekliliğe sahip inley destekli köprü sistemlerini kullanım imkânı doğmuştur.

Bu çalışmanın amacı da FRC ve tam seramik sistemleri ile yapılan inley tutuculu köprü sistemlerinin klinik kullanıma ne kadar uygun olduklarını tespit etmektir. Bu tespiti yapabilmek için değerlendirilecek unsurları ve nedenlerini şu şekilde sıralayabiliriz:

1- Kullanılan farklı materyallerin kırılma direncini karşılaştırmak.

Sabit protezlerin başarısını belirleyen faktörlerin başında iyi bir teşhis ve tedavi planlaması gelirken, restore edilecek dişte yapılacak preparasyonun dikkatli ve hassas bir şekilde yapılması da en az bu faktörler kadar önemlidir.<sup>1</sup>

Restoratif materyallerin seçimi, materyallerin özelliklerine ve klinik gereksinimlerinin kombinasyonuna bağlıdır. Bir materyalin oral kavitedeki kuvvetlere dayanabilmesi için yeterli dirençte olması gerekir.<sup>1</sup>

2- Materyallerin hangi diş preparasyonlarına uygun olduğunu bulmak.

Restorasyonun başarısızlığına sıklıkla sebep olan faktörlerin çoğu, preparasyonların tasarımıyla elimine edilebilir. Bu nedenle farklı endikasyonlarda doğru preparasyon tasarımı ve doğru materyal seçimi, restorasyonun başarısı için son derece önemlidir.<sup>3</sup>

Diş hekimliğinde kullanılan pek çok materyalin uygulanması, bu materyallerin mekanik özelliklerinin bilinmesini gerektirir. Dental restorasyonların sahip olması gereken temel özelliklerden en önemlisi, kırılmaksızın ve deforme olmaksızın çiğneme kuvvetlerini karşılayacak dayanıklılıkta ve rijiditede olmasıdır.<sup>4</sup>

## 2 GENEL BİLGİLER

Posterior bölgede ki diş eksikliklerinin giderilmesinde genel olarak en çok kullanılan yöntem metal destekli porselen köprü uygulamalarıdır. Bunun nedeni ise uzun klinik kullanım süresince sergiledikleri dayanıklılık ve güvenilirlikleridir.<sup>1</sup> Ancak diş hekimleri diş dokusunun daha fazla korunduğu protez tiplerinin arayışı içinde olmuşlar ve 1950'li yıllardan beri kuron içi tutucularla ilgilenip, inleyleri köprü ayağı olarak kullanmaya başlamışlardır.<sup>5</sup>

Restoratif diş hekimliğinde adeziv sistemler gelişmeden önce inley tutuculu köprüler geleneksel simanlarla yapıştırılıyordu. Ortaya çıkan sekonder çürük ve retansiyon problemleri bu protez tipinin kullanımını kısıtladığı gibi, retansiyon probleminin önüne geçebilmek için yardımcı kutu kaviteler, yiv ve oluklar ya da pinli restorasyonlardan yararlanılıyordu.<sup>6</sup> Ancak retansiyon problemleri ve yetersiz mekanik özellikler nedeniyle inley köprülerin kullanımları sınırlanmıştır.

Son yıllarda metal desteksiz materyallerin mekanik özelliklerinde ki artışlar ve adeziv sistemlerin gelişimiyle beraber inley köprüler geleneksel köprülere iyi bir alternatif olmaya başlamıştır.<sup>7</sup> Yeni adeziv tekniklerinin gelişmesine paralel olarak inley tutuculara sahip köprülerin kullanımında artış olmuştur.<sup>8</sup>

### 2.1 İnley Köprülerin Avantajları

İnley köprüler geleneksel köprülerden daha iyi estetik sonuçlar sunarlar, ayrıca çok daha konservatiftirler.<sup>9</sup> Edelhoff ve arkadaşları<sup>2</sup> yaptıkları gravimetrik analizde, MO ya da DO inley kaviteler hazırlanırken mandibular molar dişte %19,3'lük madde kaybı olduğunu, bu rakamın metal destekli seramik kuron için prepare edilen mandibular molar dişte ise %73,1 olduğunu göstermişlerdir.

Son 30 yıldır parsiyel kuronlar, inley ve onleyler gibi restorasyonların minimum diş kesimi gerektirmeleri ve sağlam diş dokusu ile periodontal dokuların bütünlüğünü korumaları nedeniyle kullanımları artmıştır.<sup>1,3,10</sup> Genel olarak kabul edilmektedir ki inley köprüler geleneksel köprülere göre diş dokusunu daha fazla korumaktadır.<sup>11-13</sup>

Posterior tek diş eksikliklerinde, genellikle kalan komşu dişlerde küçük oklüzal ya da proksimal restorasyonlar ya da çürük lezyonlar olabilmektedir. Kalan diş dokusunu daha fazla koruyacak şekilde sadece minimal invaziv bir preparasyonla inley köprüler için yeterli destek sağlanabilir.<sup>14</sup>

Bu protezler aynı zamanda fazla miktardaki diş kesiminin problem oluşturabileceği geniş pulpaya sahip genç bireylerde de tercih edilmektedir. İnley restorasyonlarda gözlenen pulpal problemler, tam kuron restorasyonlarda gözlenen pulpal problemlerin oldukça altındadır.<sup>15</sup> Pulpal dokuların korunmasının yanı sıra marjinal uyumun rahatlıkla kontrol edilebilmesiyle inley köprülerde periodontal sağlık korunmuş olur.<sup>1</sup>

Genel olarak diş dokusunun daha fazla korunmasının yanı sıra estetik, periodontal ve hijyenik amaçlarla inleyler köprü ayağı olarak kullanılmaktadır.<sup>16</sup>

## **2.2 İnley Köprülerin Dezavantajları**

İnley köprü için hazırlanan diş preparasyonları daha fazla klinik hassasiyet ve tecrübe gerektirir. Ayrıca inley köprülerin yapımı dikkatli bir laboratuvar uygulaması gerektirir.<sup>17</sup>

### 2.3 İnley Köprülerde Diş Kesimi

Geleneksel köprülerin aksine inley köprü yapımı için destek dişlerin preparasyon şekillerinde araştırmacılar arasında bir fikir birliği yoktur.<sup>12,13</sup>

Birçok yazar yivleri, tüp ya da kutu şeklinde ki inley kaviteleri, retantif slot kaviteleri, lingual diş kesimlerini önermişlerdir.<sup>11-13,18-20</sup> Restorasyon ve kalan diş dokusunun kırılma direncinin düşmemesi için preparasyon açısının 5°'yi geçmemesi önerilmiştir.<sup>21</sup>

Preparasyon boyutları diş göre değişmekte olup molar dişlerde inley preparasyonunun proksimo-oklüzal boyutlarının dar olması önerilmektedir.<sup>1</sup> Ancak klinik olarak, önerilen preparasyon şeklinden daha geniş preparasyonlar yapılmaktadır.<sup>22</sup> Daha geniş kavitelerin dezavantajlarından birisi pulpal iritasyon ya da perforasyon için risk oluşturmasıdır.

Kavite preparasyonu fiber altyapı için yeterli yer sağlamalı ve gövdeyi desteklemelidir. Kompozit veneer materyalini desteklemek için artırılmış sertlikte ve yeterli genişlikte FRC altyapısı hazırlanmalıdır.<sup>23</sup>

Minimum invaziv preparasyonlar ve metal desteksiz yapılar, FRC ile yapılan inley köprülerin tercih edilmesini sağlar. İnleyler için açılan kavitelerin okluzo-gingival boyutu FRC için 2 mm olmalıdır. İnterproksimal kutu gingival marjinin hemen üstünde sonlanıp 90° shoulder hazırlanmalıdır.<sup>24</sup>

### 2.4 İnley Köprülerin Endikasyon Ve Kontrendikasyonları:

İnley tutuculu köprülerin endikasyon ve kontrendikasyonlarını ortaya koyarken bu köprülerin metal desteksiz sistemlerle kullanıldığını unutmamak gerekir. Sonuç olarak daha önceki protetik kurallar göz önünde bulundurularak dikkatli bir değerlendirme ve planlama

yapılmalıdır<sup>1</sup>. Sonuçta aşağıdaki durumların varlığı söz konusu olmadan başarılı bir metal desteksiz inley tutuculu köprü yapılamaz.

#### İnley Köprülerin Endikasyonları:

- 1- Oral hijyenin iyi olması<sup>6,18</sup>
- 2- Çürüğe karşı yatkınlığının olmaması<sup>6,9,18</sup>
- 3- Destek dişlerin birbirine paralel olması<sup>18</sup>
- 4- Destek dişlerde mobilite olmaması<sup>18</sup>
- 5- Destek dişlerin kuron boyunun minimum 5 mm ya da daha fazla olması<sup>6,18</sup>
- 6- Dişsiz boşluğun mesio-distal uzunluğunun en fazla 12 mm olması<sup>18</sup>
- 7- Destek dişlerin okluzyonda olması; ark dışında, devrik ya da rotasyona uğramış olmaması<sup>6,25</sup>
- 8- Kanin koruyuculu okluzyon bulunması<sup>18</sup>

#### İnley Köprülerin Kontrendikasyonları:

- 1- Parafonksiyonel hareketlerin etkilediği dişler<sup>18</sup>
- 2- Klinik kuron boyları kısa dişler ( 5 mm den küçük )<sup>6,18,26</sup>
- 3- Klinik kuronları defektli dişler<sup>18</sup>
- 4- Geniş servikal restorasyona sahip dişler<sup>6</sup>
- 5- Aşırı abraze olmuş dişler<sup>6,25,26</sup>
- 6- Okluzal düzlemi aşan ya da uzayan dişler<sup>6</sup>

7- Periodontal nedenlerle kaybedilen dişler<sup>18</sup>

8- Rotasyona uğramış dişler<sup>6</sup> ve ark dışında ki dişler<sup>26</sup>

9- Genç bireylerde geniş pulpa odasına sahip dişler<sup>26</sup>

Ayrıca metal desteksiz sistemler, metal destekli sistemlere göre daha düşük sürtünme gösterdiklerinden retansiyon problemleri gelişmemesi için adeziv sistemlerle simante edilmelidirler. Dentin adezivlerine ya da rezin simanlara alerjik reaksiyon gelişen bireylerde kontrendikasyonlara dâhil edilirler. Dişeti kanamaları rezin simaların başarısını düşüreceği için periodontal problemler de metal desteksiz inley tutuculu köprü yapmak kontrendikedir.<sup>18</sup>

## **2.5 İnley Köprülerin Başarısına Etki Eden Faktörler:**

İnley köprülerin uzun dönem klinik başarısına etki eden faktörler hem hastaya bağlı hem de hekime bağlı olarak değişebilir. Hastaya ve hekime bağlı bu faktörler şu şekilde sıralanabilir:<sup>27</sup>

### **2.5.1 İnley Köprülerin Başarısına Etki Eden Hastaya Bağlı Faktörler:**

- 1- Destek diş yapısının sağlamlılığı, destek dişlerdeki çürük ve miktarı
- 2- Destek dişlerin vitalitesi
- 3- Oral hijyen
- 4- Beslenme alışkanlıkları
- 5- Parafonksiyonel hareketler ve zararlı alışkanlıklar

### **2.5.2 İnley Köprülerin Başarısına Etki Eden Hekime Bağlı Faktörler:**

- 1- Doğru endikasyon
- 2- Uygun diş kesimi
- 3- Uygun restoratif materyal tercihi

4- Okluzal uyumlama

5- Klinik tecrübe

## 2.6 İdeal Bir Restorasyonda Olması Gereken Özellikler:

Günümüzde tüm beklentileri karşılayacak ideal bir restorasyon sistemi bulunmasa da bir restorasyondan beklenen özellikler şunlardır:<sup>28</sup>

1. Diş yapısının mümkün olduğunca korunmuş olması
2. Mekanik yönden dirençli olması (kırılma direnci, esneme kabiliyeti, sertlik)
3. Estetik olması (ışığı dağıtabilme, ışığı soğurabilme, ışık geçirgenliği, renk, komşu dokuların rengini taklit edebilme)
4. Ekonomik olması
5. Renk seçiminin kolay olması
6. Laboratuvar aşamalarının kısa süreli ve kolay olması, aşırı dikkat ve hassasiyet gerektirmemesi
7. Doğal dişe benzer aşınma göstermesi
8. Doğal diş dokularına yakın termal genişleme katsayısı göstermesi
9. Doğal diş yapısına benzer ısı iletkenliğinin olması

Bu özelliklerin hepsini bünyesinde taşıyan bir restorasyon materyali bulunmamaktadır, ancak dental seramiklerde ve fiberle güçlendirilmiş kompozit teknolojisinde yaşanan gelişmeler günümüzde düne göre pek çok gereksinimi karşılayabilecek düzeye ulaşmıştır. Klinisyenler vakaya göre sistem seçme şansına sahiptirler ve her klinik vakanın kendine özgü koşulları çerçevesinde en uygun sistemin tercihi hekimlerin sorumluluğundadır.<sup>16</sup>



## **2.7 İnce Köprülerin Yapımında Kullanılan Materyaller:**

İnce köprülerin yapımında kullanılan materyaller şu şekilde sıralanabilir.<sup>1,3,8</sup>

- 1- Fiberle güçlendirilmiş kompozitler
- 2- Metal destekli porselenler
- 3- Tam seramikler

### **2.7.1 Diş Hekimliğinde Kullanılan Kompozitler:**

İlk olarak 1962 yılında Dr. Ray Bowen tarafından tanıtılan kompozit rezinler artan estetik ihtiyaçlara paralel önemli gelişmeler göstermiştir. Kelime anlamı olarak kompozit materyallerin fiziksel bir karışımı anlamına gelmektedir.<sup>29</sup>

#### **2.7.1.1 Kompozit Resinlerin Yapısı:**

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler üç ayrı fazdan oluşur.<sup>4,29</sup>

1-Organik polimer matriks faz: Bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesiyle oluşan bisglisidil metakrilattır (BIS-GMA). Son yıllarda iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) polimer matriks olarak kullanılmaya başlanmıştır. BIS-GMA ve UDMA aşırı derecede visköz olduğu için organik polimer matriks faza trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ilave edilmiştir. Organik polimer matriks fazın görevi düşük ısıda kolayca şekil verilmesini sağlamak ve polimerizasyon süresini kısaltmaktır.

2-İnorganik faz: Matriks yapı içine dağılmış çeşitli inorganik doldurucu partiküllerden (kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, yitrium, baryum alüminyum silikat) oluşur. Silika partikülleri kompozitlerin mekanik özelliklerini artırır ve ışığı geçirmesi ile de estetik görünüm kazanmalarının sağlar. Ayrıca inorganik

doldurucu partiküller ısı genleşme katsayısı, sertleşme büzülmesi ve yüzey sertliği üzerinde etkilidir.

3-Ara faz: Organik ve inorganik fazlar arasında ki bağlanmayı sağlar. Ara faz organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. Silan bağlanma ajanları rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi, rezin-partikül ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar. Resinin çözünürlüğü ve su emilimini azaltır.

### **2.7.1.2 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması:**

Kompozitler inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne, bu partiküllerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine, polimer matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine ve vizkositelerine göre sınıflandırılabilirler.<sup>29</sup>

Kompozit rezinler inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne göre şu şekilde sınıflandırılırlar:<sup>29</sup> megafil, makrofil, minifil, mikrofil, nanofil, hibrit.

Bir başka sınıflama ise şu şekilde yapılabilir:<sup>4,30</sup>

1. Yoğunlaştırılmış kompozitler
2. Mikropartiküllü kompozitler
3. Karışık kompozitler
4. Geleneksel kompozitler
5. Fiberle güçlendirilmiş kompozitler

### **2.7.1.3 FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİTLER**

Tek diş eksikliklerinde günümüzde en yaygın olarak kullanılan sabit protez türü metal destekli porselen köprülerdir. Metal altyapı proteze yeterli mekanik desteği sunarken, porselen ise yeterli estetiğin elde edilmesine olanak verir. Klinik kullanım süresince

sergiledikleri dayanıklılık ve güvenilirlik tercih edilmelerini sağlar. Ancak bu protezler ilerleyen süreçte bazı problemler doğurabilir. Bunların başında metal altyapı olarak bazı metaller kullanıldığında oluşabilecek alerjik reaksiyonlar, protezin kolesi hizasında görülen yansıyan siyah renk ve metal altyapının ışığı geçirmemesi nedeniyle oluşan estetik memnuniyetsizlik gelir. Bu gibi dezavantajları ortadan kaldırmak için tam seramik sistemlere ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlere (FRC)'lere olan ilgi artmıştır.<sup>1</sup>

Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin sabit protezlerde kullanımı 1990'lar da artışa geçmiş ve estetik üstünlüklerinden dolayı tercih edilmişlerdir.<sup>31,32</sup> İyi marjinal adaptasyon ve mekanik özellikler sergiledikleri birçok in vitro araştırmayla gösterilmiştir.<sup>19,30,33</sup> Günümüze kadar FRC'lerle ilgili birçok araştırma yapılmış ve resin bağlantılı FRC'lerle güçlendirilmiş köprüler metal altyapıya sahip resin bağlantılı köprülerin yerini almaya başlamıştır.<sup>9</sup> FRC'ler ile geleneksel şekilde diş preparasyonu yaparak köprüler hazırlamak mümkünken, adeziv sistemlerdeki gelişmelere ve FRC'nin mekanik özelliklerinin gelişmesine bağlı olarak günümüzde, destek dişler üzerinde minimum kuron içi preparasyon yaparak ya da preparasyon yapmadan çeşitli konservatif yaklaşımları uygulamak mümkündür.<sup>8,34,35</sup> Herhangi bir restorasyonda olduğu gibi FRC restorasyonlarda da simantasyon öncesi proksimal kontaklar, okluzyon, anatomik form ve renklendirme yapılan gölgelendirilmeler kontrol edilmelidir.<sup>1</sup>

#### **2.7.1.3.1 FRC Restorasyonların Avantajları**

FRC restorasyonların avantajlarının başında laboratuvar aşamasında herhangi bir döküm işlemi olmadığı için daha kolay hazırlanması gelir. Diğer restorasyon sistemlerine kıyasla ekonomiktir ve ayrıca resin simanlarla arasında ki bağlantı gücü, resin siman-metal arasında ki bağlantıdan çok daha fazladır.<sup>35</sup> Metal destekli porselen sistemler ile tam seramik sistemlerden elde edilen protezler, karşı diş minesini aşındırır ve restore edilmemiş karşıt

dişler için potansiyel olarak zarara neden olabilirler. FRC sistemler ile elde edilen protezler karşı diş minesini aşındırma riskini içermedikleri gibi kompozit sistemlerde yeni gelişmelere paralel olarak yeterli aşınma direncini ve sertliğini de sunarlar.<sup>1</sup>

FRC restorasyonların mekanik dirençleri ile ilgili yapılmış birçok çalışma vardır. Yapılan bu in vitro çalışmalara göre FRC restorasyonlar posterior bölgede kullanılmak için yeterli esneme direncine sahiptirler ve bükülme dirençleri 500 ile 1200 MPa arasındadır.<sup>36-39</sup>

Sonuç olarak FRC'lerin yapısı translusenstir ve opak maske gerektirmez. Bu durum veneer kompozitinin ince bir tabaka olmasına ve mükemmel bir estetiğin oluşmasına izin vermektedir.<sup>1</sup> FRC restorasyonların bünyesinde oluşabilecek küçük kırık ve kopmalar kompozitlerle ağız içinde kolayca düzeltilebilir.<sup>36</sup>

#### **2.7.1.3.2 FRC Restorasyonların Endikasyonları:**

FRC restorasyonların seçimi için uygun durumlar şu faktörleri içermektedir:

- 1- Optimum estetik sonuçlar isteniyorsa<sup>1,23,36</sup>
- 2- Karşit dentisyonda ki aşınmaların azaltılmasına ihtiyaç varsa<sup>1,23,36</sup>
- 3- Metal içermeyen protezlerin yapımı isteniyorsa<sup>1,23,36</sup>
- 4- Laboratuvar aşamalarının kolay olması isteniyorsa<sup>36</sup>
- 5- Destek dişlere protezin adeziv tekniklerle yapıştırılması gerekiyorsa<sup>1,23,36</sup>
- 6- Prognozu belli olmayan hastalarda<sup>36</sup>
- 7- Kuron içi konservatif diş preparasyonu yapıldığında<sup>1</sup>

Bu materyaller estetiğin önemli olduğu ağzın herhangi bir yerinde kullanılabilirler. Metal veya opak materyalin bulunmaması iyi bir translüenslik ve doğal bir görünüm oluşmasını sağlar. Kolelerde metal yansıması gibi bir durum söz konusu olmadığı için protez sınırlarını dişeti oluşuna uzatmaya gerek yoktur.<sup>1</sup>

#### **2.7.1.3.3 FRC Restorasyonların Kontrendikasyonları:**

FRC restorasyonların seçiminde uygun olmayan durumları ise şu şekilde sıralayabiliriz:

- 1- Akut yada kronik periodontal problemleri olan hastalar, protez kenarlarının dişeti oluşu içerisinde çok derin olarak yerleşmesi gereken vakalar.<sup>1,23,36</sup>
- 2- Diş eksikliğinin iki ya da daha fazla olduğu durumlar.<sup>1,23</sup>
- 3- Parafonksiyonel alışkanlıkları bulunan hastalar.<sup>1,23,36</sup>
- 4- Kötü oral hijyene sahip hastalar.<sup>36</sup>
- 5- Alkol içeren içecekleri fazla tüketen hastalar.<sup>1,23</sup>

#### **2.7.1.3.4 Diş Hekimliğinde Kullanılan Fiberlerin Sınıflandırılması**

Diş hekimliğinde kullanılan fiberler; fiberin tipi, fiberin oryantasyonu, fiberin doyurulma işleminin önceden yapılıp yapılmamasına göre ve materyalin elle veya bir makine ile şekillendirilip şekillendirilmemesine göre sınıflandırılabilirler.<sup>1</sup>

#### **2.7.1.3.5 Diş Hekimliğinde Kullanılan Fiberlerin Tipleri:**

##### **2.7.1.3.5.1 Karbon-Grafit fiberler**

Karbon fiberler ince tabakalardan oluşan grafitlerin birbiri içine dağılmış fibrillerinden oluşmaktadır.<sup>8</sup> Karbon fiber  $1.8 \text{ g/cm}^3$  yoğunlukta olup, bükülme direnci 565 MPa, elastik modülüsü 272 GPa'dır.<sup>32</sup> Karbon fiberler ilk önce PMMA' ların yapısını güçlendirmede

kullanılmıştır ancak koyu renginden dolayı estetiklerinin kötü olması, karbonun potansiyel toksisitesi, fiberin işlenmesinin zor olması ve rezin içine fiberin tam olarak adapte edilememesi gibi nedenlerle yerini diğer fiber sistemlerine bırakmıştır.<sup>40</sup> Son yıllarda estetiğin önemli olmadığı kanal postlarında kullanılmaktadır.<sup>41-42,43</sup>

#### **2.7.1.3.5.2 Aramid Fiberler**

Aromatik poliamid fiberlerin jenerik ismidir. Gerilmeye karşı yüksek kuvvet ve dayanım göstermesine karşın mikrofibriler yapısından dolayı sıkıştırma ve bükülme kuvvetlerine karşı diğer fiberlere oranla daha düşük dayanım gösterir.<sup>40,44</sup> 1,44 g/cm<sup>3</sup> yoğunlukta olup, bükülme direnci 104,8 MPa, elastik modülüsü 98,6 GPa'dır.<sup>32</sup> Aramid fiberler sarı renginden dolayı estetik değildirlir ve kullanımları kısıtlıdır.<sup>8</sup> Görünür ve ultraviyole ışık mekanik özelliklerini azaltıp renk değişikliklerine neden olur.<sup>45</sup>

#### **2.7.1.3.5.3 Polietilen Fiberler**

Organik polimer yapısında olan son derece yüksek molekül ağırlıklı polietilen (Ultra High Molecular Weight Polietilen-UHMWP) fiberdir. Karbon-karbon çift bağı içeren bir hidrokarbon olan etilenin serbest radikal polimerizasyonu ile polietilen oluşmaktadır. Polietilenin işlem görmesi ile polimerik zincirler düzenlenmekte ve yüksek oryantasyona sahip polietilen fiberler meydana gelmektedir.<sup>33</sup> 0,97 g/cm<sup>3</sup> yoğunlukta<sup>45</sup> olup, elastik modülüsü 171 GPa'dır.<sup>46</sup> Polietilen fiberlerin en büyük dezavantajlarından birisi 140° C'den sonra yapısal olarak bozulmaları nedeniyle yüksek ısı ile polimerize olan kompozitlerle kullanılamamasıdır.<sup>8</sup> Kompozitlerle adezyonunda ki başarısızlık nedeniyle polietilen fiberlerin yüzeyi plazma ile işlenerek kompozit fiber adezyonu artırılmaya çalışılır.<sup>47,48</sup> Polietilen fiberin doğal rengi, düşük yoğunluğu ve biouyumluluğu, çözünmeye dirençli oluşu estetiği güçlendirici materyal olarak tercih edilmelerini sağlamıştır.<sup>44</sup>

#### **2.7.1.3.5.4 Cam Fiberler**

Cam fiber, camın ince filamentler haline getirilmiş şeklidir. Cam yapıcı oksitlerden en çok kullanılan silisyum oksittir ( $\text{SiO}_2$ ). Ayrıca bor oksit ( $\text{B}_2\text{O}_3$ ), germanyum oksit ( $\text{GeO}_2$ ), sodyum oksit ( $\text{Na}_2\text{O}$ ), potasyum oksit ( $\text{K}_2\text{O}$ ), fosfor oksitte ( $\text{P}_2\text{O}_5$ ) cam yapımında kullanılmaktadır.<sup>8</sup> Diş hekimliğinde kullanılan cam fiberlerin kompozisyonları birbirinden farklılık göstermektedir. Fiber ile güçlendirilmiş kompozitlerde kullanılan devamlı fiberler genellikle alkalinsiz camdan oluşur ve elektriksel cam yani, E-cam olarak bilinirler.<sup>49</sup> Cam fiberler renksizliği ve doku uyumu gibi avantajları sayesinde diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır.<sup>40,50</sup> Ancak restorasyon içinden çeşitli nedenlerle açığa çıkarsa dokuyu irrite edebilir, mukoza yaralanmalarına ve plak birikimine neden olur.<sup>51</sup>

#### **2.7.1.3.6 FRC Yapıların Mekanik Özellikleri Ve Etkileyen Faktörler:**

##### **2.7.1.3.6.1 Fiberin Tipine Bağlı Özellikler**

Fiberin tipine göre dental uygulamalarda kullanım alanları da değişir. Örneğin cam fiberler genelde laboratuvar uygulamalarında kullanılırken, polietilen fiberler daha çok hasta başında gerçekleştirilen protetik uygulamalarda tercih edilirler. Karbon ve aramid fiberler ise post yapımında kullanılırlar.<sup>8</sup>

##### **2.7.1.3.6.2 Fiberin Rezin İle Doyurulması**

Fiberlerin doyurulması işlemi, rezin matris ile her bir fiberin her bir yüzeyinin kontakta olması demektir.<sup>8</sup> FRC'lerin mekanik özelliklerinin başarısı için fiber-rezin arasında ki bağlantının sorunsuz olması gerekir. Fiberler rezin ile yeterince doyurulamazsa FRC yapıda başarısızlıklar görülecektir.<sup>52</sup> Ticari olarak hem önceden doyurulmuş hem de önceden doyurulmamış fiberler mevcuttur. Önceden doyurulmamış fiberler polietilen ve cam dokumalardır. Bu ürünler elle şekillendirilirler. Doyurulmuş materyaller ise makine ile

şekillendirilebilen hem tek yönlü hem de dokuma cam şeklinde ki fiberlerdir.<sup>1</sup> Rezin ile doyurulmadan önce beyaz renkte görülen fiberler, doyurulma sonrası şeffaf görünüp, gözle görülmeleri zorlaşır.<sup>53</sup>

Makine ile önceden doyurulmuş fiberler, elle daha sonra doyurulan fiberlerden hem mekanik özellikler açısından hem de uygulama kolaylığı açısından daha üstündürler. Önceden doyurulmuş tek yönlü cam fiberlerden elde edilen FRC yapıların bükülme kuvvetleri 500 ile 1200 MPa arasındadır. Bu değerler soy metallere daha yüksektir.<sup>36</sup>

#### **2.7.1.3.6.3 Fiberin Niceliği**

Fiberle güçlendirilmiş materyallerin kuvveti fiberin matriks içinde ki hacmine bağlıdır. Yoğunluğu en yüksek cam fiber olduğu için mekanik kuvveti en yüksek olanda cam fiberlerdir.<sup>40</sup> Klinik uygulamalarda FRC yapı içinde ki fiber ve kompozit dengesinin çok iyi ayarlanması gerekir. Fiberin hacim olarak çok kullanılması restorasyonun mekanik özelliklerini olumlu etkilemesine karşın uygun estetik için kompozite gereken yeterli boşluk bırakılmalıdır.<sup>52</sup>

#### **2.7.1.3.6.4 Fiberin Konfigürasyonu ve Oryantasyonu**

FRC sistemlerde kullanılan fiberler değişik konfigürasyonlar ve oryantasyonlar sergileyebilirler. En popüler olanları tek yönlü birbirine paralel seyreden fiberlerdir ve onları saç örgüsü ve dokuma fiberler seyredir.<sup>8</sup> Fiberlerin konfigürasyonları ve oryantasyonlarına göre klinik kullanım alanları değişir. Örneğin tek yönlü fiberler, demetlere paralel seyreden kuvvetleri karşılamada çok üstün iken, demetlerin seyir yönüne dik gelen kuvvetlere ise yeterli direnci gösteremezler.<sup>52</sup> Tek yönlü fiberler kompozite anizotropik mekanik özellikler verirler (tek yönde fiberin mekanik özelliğini artırır) ve kuvvetin yönünün bilindiği durumlarda kullanılmaları daha uygundur. Bu tip fiberler genelde FRC köprü yapımında



gövdeyi desteklemek için kullanılırlar. Örgü fiberler ise kompozite her yönden desteklik sağladıkları (orthotropik) için, gelen kuvvetin yönünün tahmin edilemediği full-kuron uygulamalarında ya da hareketli protezlerin tamirinde kullanılırlar.<sup>52</sup> Tek yönlü fiberler dokuma ya da saç örgüsü şeklinde ki fiberlerden daha fazla esneme özelliği gösterirler ve materyalin esneme direncini örgü fiberlere göre iki kattan daha fazla bir oranda artırır.<sup>1</sup>

#### **2.7.1.3.6.5 Fiberin Restorasyon İçindeki Pozisyonu**

Daha önceki dental uygulamalarda fiberler kompozit matriksin tam ortasına yerleştirilmekteydi.<sup>54</sup> Ancak fiberlerin gerilimin en çok olduğu yere yerleştirilmeleri, restorasyonun başlangıç ve final kırıklarının önlenmesini sağlamaktadır.<sup>55</sup> Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmalarda 3 üyeli köprülerde en çok stresin destek dişin dişsiz boşluğa bakan gövde ile bağlantı kısımlarında ve gövdenin dokuya bakan gingival yüzünde olduğu görülmüştür.<sup>56</sup> Yine sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan başka bir çalışmada inley köprülerde en fazla stres birikiminin prepare edilen destek dişin inley kavitelerinin servikal marjinlerinde ve konnektör sahalarında olduğu görülmüştür.<sup>57</sup> FRC protezleri yaparken hem optimum estetik için kompozite yeterli boşluk ayrılmalı hem de stresin yoğunlaştığı bölgeler fiberlerle desteklenmelidir.<sup>52</sup>

#### **2.7.1.3.6.6 FRC Matriksin Su Emilimi**

FRC yapıların su emilim miktarı, kompozit matriksin yapısı kadar fiberin rezin ile ne kadar doyurulduğuyla da alakalıdır. Fiberler arasında rezin ile doyurulamamış tabakalar varsa FRC yapıların su emilim miktarı da artacaktır. Bu da FRC yapı üstünde plastikleştirici etkiye neden olacak ve mekanik özelliklerinin azalmasıyla sonuçlanacaktır.<sup>50,58</sup>

### **2.7.1.3.6.7 Veneer Materyali Olarak Kullanılan Kompozitin Özellikleri**

Veneer materyali olarak kullanılacak kompozitin yeterli fiziksel özellikler, yeterli aşınma direnci ve yeterli estetik özellikler sunması gerekir. Restorasyonun yeterli sertlikte olmasında kullanılan kompozit önemli bir rol üstlenir.<sup>52</sup> FRC sistemlerle elde edilen restorasyonlarda iki tip kompozit materyali kullanılır. Birincisi altyapıyı sağlayacak fiber-kompozit, ikincisi ise dış yüzeyi oluşturacak veneer materyali olarak hibrid, mikrofil veya nanofil partiküle sahip kompozitlerdir.<sup>36</sup>

### **2.7.1.3.7 Ticari Olarak Mevcut Sistemler Ve Kullanım Alanları:**

**Splint Yapımı:** Önceden doyurulmamış Ribbond Reinforcement, Connect, DVA, GlassSpan, Fiberflex, Fiber-Splint ve önceden doyurulmuş Splint-It ticari isimleriyle kullanılmaktadır.<sup>8</sup>

**Endodontik Post ve Korlar:** Hasta başında yapılan uygulamalara önceden doyurulmamış polietilen Ribbond ve cam GlassSpan, prefabrike postlara ise karbon fiber olan C-Post, U-M-C Post ve S-cam içeren FibreKor-post örnek olarak verilebilir.<sup>8</sup>

**Sabit Protez Yapımı:** Laboratuvar uygulamalarında kullanılmak üzere Targis-Vectris, everStick, Sculpture-FibreKor mevcuttur. Bu ürünler önceden doyurulmuş cam fiberler içermektedir ve fiberler arasında en yüksek mekanik üstünlüğe sahiptirler.<sup>23</sup> Önceden doyurulmamış polietilen fiber olan Ribbond ve Connect ile yine önceden doyurulmamış cam fiber olan GlasSpan ise hasta başında yapılan restorasyonlarda kullanılırlar.<sup>23</sup> Ticari olarak mevcut sistemler Tablo 2.1’de gösterilmiştir.<sup>52</sup>

Tablo 2.1: FRC sistemlerde kullanılan fiberlerin sınıflandırılması

| Ürün   | Üretici Firma   | Fiberin tipi | Fiberin Konfigürasyonu |
|--|-----------------|--------------|------------------------|
| <b>Önceden doyurulmuş, laboratuvar kullanımına uygun</b>         |                 |              |                        |
| FibreKor   | Jeneric/Pentron | Cam          | Tek yönlü              |
| Vectris pontic   | Ivoclar         | Cam          | Tek yönlü              |
| Vectris frame  | Ivoclar         | Cam          | Ağ                     |
| everStick net  | Stick Tech Ltd  | Cam          | Ağ                     |
| <b>Önceden doyurulmuş, hasta başında ki kullanımlara uygun</b>   |                 |              |                        |
| Splint-it  | Jeneric/Pentron | Cam          | Tek yönlü              |
| Splint-it  | Jeneric/Pentron | Cam          | Örgü                   |
| Splint-it  | Jeneric/Pentron | Polietilen   | Örgü                   |
| everStick  | Stick Tech Ltd  | Cam          | Tek yönlü              |
| <b>Önceden doyurulmamış, hasta başında ki kullanımlara uygun</b> |                 |              |                        |
| Connect  | Kerr            | Polietilen   | Saç örgüsü             |
| DVA Fibres   | Dental/Ventures | Polietilen   | Tek yönlü              |
| Fibre-splint   | Polydentia Inc. | Cam          | Örgü                   |
| Fibreflex  | Biocomp         | Kevlar       | Tek yönlü              |
| Glasspan   | Glasspan        | Cam          | Saç örgüsü             |
| Ribbon   | Ribbon          | Polietilen   | Örgü                   |
| <b>Önceden doyurulmuş, prefabrike post</b>                       |                 |              |                        |
| C-Post   | Bisco           | Karbon       | Tek yönlü              |
| FibreKor   | Jeneric/Pentron | Cam          | Tek yönlü              |

### 2.7.1.3.8 FRC İle Sabit Protezlerin Yapımı

FRC altyapı ile hazırlanan restorasyonlar, hazırlanma şekline göre laboratuvar ortamında ve hasta başında yapılan restorasyonlar olarak 2 gruba ayrılırlar. Her 2 grupta da FRC restorasyonlar rezin sistemlerle simante edildikleri için, dişler minimum madde kaybı olacak şekilde son derece konservatif preparasyonlarla hazırlanabilirler. FRC ile sabit protez yaparken diş preparasyonları şu şekillerde olur:<sup>8</sup>

1. Diş preparasyonu yok (hasta başında hazırlanan köprüler)
2. Maryland köprüler için diş preparasyonu (hasta başında hazırlanan köprüler)
3. İnley (intrakoronal) tutucular için hazırlanan kuron içi preparasyon (hasta başında veya laboratuvarda hazırlanan köprüler)
4. Geleneksel köprülerde ki gibi yapılan diş preparasyonu (laboratuvarda hazırlananlar)

#### 2.7.1.3.8.1 Hasta başında yapılan FRC Köprüler

Hem ön hem de arka grup dişler için hasta başında FRC köprüler hazırlanabilir.<sup>8</sup> Hasta başında yapılan FRC köprüler konservatif bir diş preparasyonu ya da hiç preparasyon yapılmadan uygulanabildikleri için geniş pulpa odasına sahip genç bireyler, FRC sistemlerinin en ideal kullanım alanlarından birisini oluşturur. Ayrıca çene gelişiminin devam ettiği büyüme çağında ki hastalarda iskeletsel gelişimin önlenmemesi açısından da tek kanatlı FRC köprüler uygulanabilir. Bu sistemin diğer avantajı tek seansa tedavinin bitirilmesidir.<sup>34,59</sup>

Bu uygulamalarda kompozit rezinden ya da prefabrike akrilik rezinden bir gövde hazırlanabileceği gibi hastanın kendi dişi de kullanılabilir.<sup>19</sup> Eminkahyagil ve Erkut<sup>60</sup> hastanın kendi dişini kullanarak polietilen ribbond fiberden hasta başında FRC köprü

yapmışlardır. FRC köprülerin hastanın kendi dişi kullanılarak yapılacağı durumlar şu şekilde sıralanabilir:<sup>8</sup>

1. Ön bölgede acil restorasyon yapılması gereken durumlar
2. Ön bölgede diş çekimi endikasyonu konulmuş hastalar
3. Kalan dişlerin prognozlarının şüpheli olduğu durumlar
4. Protrusiv harekette ön dişlerde disartikülasyon varsa
5. Bruksizmi olmayan hastalar
6. Ekonomik nedenler

Hasta başında yapılan FRC köprüler konservatif diş preparasyonlarının yanı sıra, diş preparasyonu yapılmadan da hazırlanabilmektedir.<sup>8</sup> Garoushi ve Vallittu<sup>34</sup> 1. küçük azı dişi eksikliğinde cam fiber kullanarak, diş preparasyonu yapmadan hasta başında sabit protez yapmıştır. Vakanın 5 yıllık takibi sonunda bir başarısızlığın olmadığını bildirmiştir.

Hasta başında FRC köprü yapımı sırasında önceden fiberler rezin ile doyurulmalı ve akışkan kompozit diş yüzeyine uygulandıktan sonra rezine doyurulmuş fiber diş yüzeyine adapte edilmelidir. Eğer diş preparasyonu yapılmayacaksa lif bağlantısı için destek dişlerin olabildiğince lingual yüzeylerinin tümü kullanılmalıdır. Akışkan kompozit ile fiber beraber polimerize edilirler. Fiberin dişe adaptasyonu ve polimerizasyonu sırasında transparan silikon kalıplarla fibere baskı uygulanmalıdır. Fiber altyapı uygulandıktan sonra gövde, yığma tekniği ile kompozitlerden işlenir.<sup>8,34,61,62</sup> Bunun için kullanılan kompozitler ise hibrid ya da mikrofil doldurucuya sahip kompozitlerdir.<sup>36</sup>

Prefabrike akrilik rezinden gövde hazırlanması düşünülüyorsa, uygun boyut ve tüberkül formunda olan bir tanesi tespit edilir. Çalışma modellerinde dental ark üzerinde uygun konumda, hazırlanacak slot kavitelere göre pozisyonlandırılıp gerekirse dokuya bakan

kısımları kompozit ile şekillendirilir. Ağıza uygulama esnasında fiberle temasının tam olması ve polimerizasyon sırasında pozisyonunu kaybetmemesi için çalışma modeline adapte edileceği zaman mutlaka silikon index hazırlanmalıdır.<sup>8,61</sup>

Hasta başında yapılan FRC köprülerin avantajları şunlardır,<sup>52</sup>

1. Tek seansta işlemin bitirilmesi, laboratuvar aşamasının ortadan kalkması
2. Destek dişler için son derece konservatif olması
3. Metal destekli porselen restorasyonlara kıyasla karşı dişleri aşındırmaması
4. İdeal estetik sonuçların elde edilebilmesi, metal yansımasının olmaması

Hasta başında yapılan FRC köprülerin dezavantajları şunlardır,<sup>52</sup>

1. Parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda veneer kompozitlerde aşınma olması
2. Metal okluzal yüzeylere göre arka bölgelerde daha fazla okluzal boşluk gerektirmesi
3. Kontrol edilemeyen nem varlığında adeziv işlemlerin başarıyla uygulanamaması
4. Sınırlı yük taşıma kapasitesi

#### **2.7.1.3.8.2 Laboratuvarda Yapılan FRC Köprüler**

Laboratuvarda yapılan FRC protezler implantlardan ya da dişlerden destek alabilir. FRC altyapılar hazırlanırken mum modelaj, döküm ya da lehimleme gibi laboratuvar işlemlerine gereksinim duyulmaz. Bu tip protezler için potansiyel endişeler su emilimi, yüzey parlaklığının kaybolması, zaman içinde gelişen yorulma direnci ve rezin siman kullanımından doğan teknik hassasiyettir.<sup>36</sup>

Isı ve ışıkla polimerize olan FRC materyaller, laboratuvar ortamında yapılan protezlerin elde edilmesinde kullanılabilir. FRC materyallerinin translusent yapısından dolayı altyapının

maskelenmesi için ilave bir materyal kullanılmasına gerek yoktur.<sup>1</sup> Bu nedenle FRC altyapının üstüne 0,5 mm gibi ince bir kompozit tabaka konularak estetik beklentiler karşılanabilir.<sup>8</sup>

Rezin kompozit yapısında ki gelişmelere bağlı olarak FRC yapıların önemi daha da artmıştır. Yeni polimer formülasyonlarının geliştirilmesiyle (Sculpture, Artglass, Targis Ceromer, belleGlass HP) kompozit yapıların aşınma dirençleri, sertlik ve kırılma dirençleri gibi özellikleri artmıştır. Genellikle laboratuvar uygulamalarında tek yönlü cam fiberle güçlendirilmiş FRC yapılar (Sculpture/FibreKor, Jeneric/Pentron) el ile laboratuvarda şekillendirilir. Ayrıca tek yönlü veya örgü cam fiberlerden oluşan özel bir ekipman sayesinde (Adora/Vectris) ısı, ışık ve basınç altında FRC köprülerin yapıldığı sistemler de mevcuttur.<sup>1</sup> Bu geliştirilmiş yeni sistemler mükemmel estetikle beraber, elle şekillendirme açısından oldukça iyi mekanik karakterler ve esneklik göstermektedirler. Yeni geliştirilen FRC restorasyonların aşınma direnci, bükülme direnci ve veneer kompozitin renk stabilitesi ısı, vakum ve basınç altında polimerize edilen FRC restorasyonlardan daha iyidir.<sup>63</sup> Bütün sistemlerde elde edilen protezin başarısı için; yeterli miktarda fiberle güçlendirmenin, yapının içindeki boşlukların minimize edilmesinin, fiberlerin rezine doyurulmasının ve fiber altyapı ile kompozit veneerlerin arasında iyi bir bağlantının olması gerekir.<sup>36</sup>

Yapılan çalışmalar FRC protezlerin klinik başarısı için FRC altyapı dizaynının çok önemli olduğunu göstermiştir.<sup>55,63</sup> Gövde kısmındaki fiber altyapının hacimsel artışının veneer materyalinin sertliğini de artırdığı görülmüştür. FRC altyapıya veneer kompozitinin başarılı bir kimyasal bağlanma göstermesi klinik başarı için gereken bir başka şarttır. Yapılan klinik çalışmalarda önceden doyurulmuş fiberlerle yapılan FRC restorasyonlar, 5 yıllık süre zarfında % 90'nın üzerinde başarı göstermiştir.<sup>23,35</sup>

Diş preparasyonu shoulder ya da chamfer marjinal sonlanma şeklinde, aksiyel duvarlar ise 2-6° lik açıda olmalıdır. Vestibül ve lingual yüzeylerden 1,2–1,5 mm lik, okluzal ve insizal yüzeylerden ise en az 1,5 mm lik diş kesimi materyal kalınlığı için yeterli yer sağlar. Eğer adeziv sistemler simantasyonda kullanılmayacaksa, yeterli materyal direnci için okluzal yüzde 2 mm lik diş preparasyonu yapılmalıdır. Ancak FRC restorasyonlar için hangi marjinal sonlanmanın ideal olduğu ile ilgili henüz in vivo ya da in vitro çalışma mevcut değildir. Destek dişlerin dişsiz sahaya bakan yüzeylerinde ön grup dişler için lingual yüzeyin orta üçlüde, 1 mm derinlikte linguoproksimal basamak, arka grup dişler için ise 1 mm derinliğinde okluzal yüzeyin orta üçlüsünde okluzal boğaz ve yine 1 mm derinliğinde proksimal basamak hazırlanmalıdır. İnceley tutuculu köprülerde ise okluzal yüzün yarısına kadar 2-2,5 mm derinliğinde slot kavite ve 3-3,5 mm uzunluğunda ve 2 mm derinliğinde proksimal basamak hazırlanmalıdır.<sup>61</sup>

Adora/vectris sistemi laboratuvar uygulamalarında kullanılacaksa FRC altyapının elde edilmesi üç aşamadan oluşur.<sup>8</sup>

1. Tek yönlü fiber ile gövde altyapısının bar şeklinde elde edilmesi,
2. Destek dişlerin ve bar şeklindeki gövde altyapısının dokuma fiberlerle kaplanması,
3. Veneer yapının kompozit ile işlenmesi.

Laboratuvar uygulamalarında FRC restorasyonlar el ile hazırlanacak ise yapım aşamaları dört aşamadan oluşur.<sup>8</sup>

1. Destek dişler üzerinde kompozitten koping hazırlanması,
2. Bar şeklinde gövde altyapısının fiberden elde edilmesi,



3. Kopinglerin aksiyel yüzeylerinden başlayıp bar şeklinde ki gövde altyapısını da içine alacak şekilde bir uçtan diğerine uzanan fiber yapının eklenmesi

4. Veneer yapının kompozit ile işlenmesi

Isı, vakum ve basınç altında polimerize edilen FRC ler inley tutuculu köprü yapımı için laboratuarda kullanılacaksa ilk önce ışıkla polimerize olan kompozit kullanılarak cam-fiber altyapının premodelajı yapılır. Elde edilen bu rezinin sayesinde modelde ki uyumu ve uygun boyutta olup olmadığı kontrol edilir. Daha sonra bu model transparant silikon ölçü ile bir kalıp elde edilmek için kullanılır. Silikon kalıbın içinden çıkarılan rezinin yerine fiberler konular, ısı ve vakum altında polimerize edilip silan uygulanır. Elde edilen altyapının üstüne ise veneer kompoziti inkremental (yığılarak) olarak işlenip polimerize edilir.<sup>17</sup>

#### **2.7.1.3.9 FRC Kullanımında Görülebilecek Klinik Problemler**

FRC kullanımında görülebilecek klinik problemler şunlardır,<sup>36</sup>

1. Destek dişte metal post ve kor yapılar ile amalgam dolgular bulunması halinde gri metal rengin yansması
2. Kompozit veneerin yüzey parlaklığının kaybolması
3. Köprü gövdesinin gereğinden fazla translusent olması
4. Veneer kompozitinde kırılmalar ya da kopmalar oluşması
5. Köprünün destek dişlerden ayrılması

#### **2.7.2 DENTAL SERAMİK SİSTEMLER**

Dental seramikler metalik olmayan inorganik yapılar olup asıl yapısını bir ya da daha fazla metal ya da semimetal elementi (alüminyum, kalsiyum, zirkonyum, magnezyum, potasyum, sodyum, zirkonyum, titanyum) çevreleyen oksijen atomları oluşturur. Tek bir

elementten oluşan seramik yapılaroldukça nadir görülür, bu tür yapılara verilecek en iyi örnek ise elmadır.<sup>64</sup>

Birçok dental seramik kristal ve cam fazı esas alan silika yapıdan ibarettir. Silisyum ( $\text{Si}^{+4}$ ) yapının merkezde olduğu, dört köşesinde oksijen ( $\text{O}^-$ ) atomları olan bir bileşiktir.<sup>64,65</sup>

Seramikler ismini Yunanca '**Keramos**'tan alıp, anlamı yakılmış maddedir. Porselen ise, seramiklerin özel bir tipi olup yaklaşık 3000 yıldır geniş bir kullanım alanları vardır. Doğada bulunan üç mineralin beyaz kaolin, kuartz (silika) ve feldspatın karışımından oluşur. Karışımda farklı bir mineral yer aldığında porselen sözcüğü yerine seramik sözcüğünü kullanmak daha doğrudur.<sup>16</sup>

Dental porselenler biouyumlulukları, renk stabiliteeri, su absorpsiyonlarının olmayışı, aşınmaya dirençleri ve istenilen şekle rahatça girebilmeleri ile diş hekimliğinde önemli bir kullanım alanı oluştururlar.<sup>16,64,66</sup> Ancak porselenlerin düşük çekme dayancı ve kırılmalığı kullanımlarını sınırlamıştır. Karşıt dişte göstermiş oldukları abrasiv aşınma potansiyelleri bir başka arzu edilmeyen durumdur.<sup>16,66</sup>

### **2.7.2.1 Porselenlerin Sınıflandırılması**

Porselenler farklı araştırmacılara göre farklı şekillerde sınıflandırılmışlardır. Porselenler bileşimlerine göre (metal destekli, metal desteksiz), pişirme ısılarına göre (yüksek, orta, düşük ısı porselenleri), kullanım bölgelerine göre (hareketli protezlerde suni diş olarak kullanılanlar, jaketlerde, inleylerde ve veneer kuronlarda kullanılanlar), yapım tekniklerine göre ve kimyasal yapılarına göre (silikat, oksit, non-oksit ve cam seramikler) sınıflandırılabilirler.<sup>1,4,64-67</sup>

### **2.7.2.1.1 Metal Destekli Porselenler:**

Feldspatik porselen metal destekli yapılarda kullanılıp potasyumfeldspar ve camın karışımıyla elde edilir.<sup>66</sup> Feldspatik porselen 70 Mpa kırılma direncine sahipken metal alt yapı ile desteklenmeleri sayesinde kırılma dirençleri yaklaşık 550 Mpa' ya kadar çıkmaktadır. Feldspatik porselenler fırınlanmalarını takiben hacimsel olarak %30-38 ve doğrusal olarak %11-15 oranında bir büzülme gösterirler. Metal alt yapı hazırlanarak bu boyutsal değişiklikler restorasyon bitim sınırından uzak tutulurlar.<sup>3</sup>

Metal altyapılı porselen restorasyonlarla yeterli mekanik direnç elde edilirken, farklı sorunlar oluşmuştur. Metal altyapı ışık geçirgenliğini önlemiş, metal renklenmelerini ortaya çıkararak estetiği etkilemiştir. Metal porselen kalınlığı daha fazla diş kesimi gerektirmiştir. Kullanılan metalin kıymetli olması restorasyonları pahalı kılmış ve fırınlama esnasında distorsiyona uğratmıştır. Temel metal alaşımları ise renklenme, alerji ve kalın oksit tabakası nedeniyle bağlantıda başarısızlıklara sebep olmuştur. Bu nedenler, araştırmacıları metal desteksiz restorasyonlar üzerinde çalışmaya yöneltmiştir.<sup>16,66</sup>

### **2.7.2.1.2 Tam Seramikler**

Aynı kimyasal yapıya sahip ancak farklı laboratuvar teknikleri ile üretilen tam seramikler, farklı mekanik özelliklere, farklı translusensiye ve farklı marjinal uyuma sahip olacağından klinik performansları ve kullanım alanları değişebilir. Bu nedenle tam seramikleri yapım tekniklerine göre sınıflamak daha akıllıca olacaktır. Tam seramiklerin yapım tekniklerine göre sınıflandırılması Tablo 2.2' de gösterilmiştir.<sup>67</sup>

**Tablo 2.2. Tam seramiklerin yapım tekniklerine göre sınıflandırılması:**

| <b>Üretim Şekli</b>                     | <b>Ticari Örnekleri</b>                | <b>Kimyasal Bileşeni</b>  |
|---|--|---------------------------|
| Toz kondensasyonu                       | Duceram LFC ( Dentsply)                | Cam                       |
|   | Finesse Low Fusing ( Dentsply)         | Lösit-cam                 |
|   | IPS e.max Ceram ( Ivoclar-Vivadent)    | floroapatit-cam           |
|   | IPS Eris ( Ivoclar-Vivadent)           | floroapatit-cam           |
|   | LAVA Ceram ( 3M ESPE )                 | Lösit-cam                 |
|   | Vitadur Alpha ( Vita Zahnfabrik )      | Lösit-cam                 |
|   | Vitadur N ( Vita Zahnfabrik )          | Alümina-cam               |
| Slip casting                            | In Ceram Alumina ( Vita Zahnfabrik )   | Cam-alumina               |
|   | In Ceram Spinell ( Vita Zahnfabrik )   | Cam-alumina-spinel        |
|   | In Ceram Zirconia ( Vita Zahnfabrik )  | Cam-alumina-PS zirconia   |
| Isı altında sıkıştırılabilir seramikler | Finesse All-ceramic ( Dentsply)        | Lösit-cam                 |
|   | Fortress Pressable (Mirage Dental)     | Lösit-cam                 |
|   | IPS Empress ( Ivoclar-Vivadent)        | Lösit-cam                 |
|   | IPS Empress 2 ( Ivoclar-Vivadent)      | Lityumdisilikat-cam       |
|   | IPS e.max Press ( Ivoclar-Vivadent)    | Lityumdisilikat-cam       |
|   | IPS e.max ZirPress ( Ivoclar-Vivadent) | floroapatit-cam           |
|   | OPC ( Pentron Clinical Technologies )  | Lösit-cam                 |
| CAD-CAM Presintered                     | Cercon ( Dentsply)                     | Kısmi stabilize zirkonyum |
|   | DC-Zirkon ( DCS)                       | Kısmi stabilize zirkonyum |
|   | Everest ZS-Blanks (Kavo)               | Kısmi stabilize zirkonyum |
|   | IPS e.max ZirCAD ( Ivoclar-Vivadent)   | Kısmi stabilize zirkonyum |
|   | LAVA Frame ( 3M ESPE )                 | Kısmi stabilize zirkonyum |
|   | Procera AllCeram ( Nobel Biocare)      | Alümina                   |
|   | Procera AllZirkon ( Nobel Biocare)     | Kısmi stabilize zirkonyum |
|   | Vita YZ ( Vita Zahnfabrik )            | Kısmi stabilize zirkonyum |
| Densely Sintered                        | Denzir ( Cad.esthetics)                | Kısmi stabilize zirkonyum |
|   | Digiceram L ( Digident )               | Lösit-cam                 |
|   | Digizon ( Digident )                   | Kısmi stabilize zirkonyum |
|   | Everest G-Blanks (Kavo)                | Lösit-cam                 |
|   | Everest ZH-Blanks (Kavo)               | Lityumdisilikat-cam       |
|   | IPS e.max CAD ( Ivoclar-Vivadent)      | Kısmi stabilize zirkonyum |
|   | ProCAD ( Ivoclar-Vivadent)             | Lösit-cam                 |
|   | Vitablocs Mark2( Vita Zahnfabrik )     | Lösit-cam                 |
|   | Vitablocs TriLuxe( Vita Zahnfabrik )   | Lösit-cam                 |
|   | ZirKon ( Cynovad )                     | Kısmi stabilize zirkonyum |
| Cam infiltrasyonu                       | In Ceram Alumina ( Vita Zahnfabrik )   | Cam-alumina               |
|   | In Ceram Spinell ( Vita Zahnfabrik )   | Cam-alumina-spinel        |
|   | In Ceram Zirconia ( Vita Zahnfabrik )  | Cam-alumina-PS zirconia   |

### 2.7.2.1.2.1 Dökülebilir Cam Seramikler

#### a) Dökülebilir Cam Porselenler:

Dicor, camsı yapıdaki çekirdekler halinde kullanıma sunulur ve mum atımı tekniği ile üretilir.<sup>64</sup> 1370°C'de refraktör güdük içerisinde santrifüj tekniği ile dökülür. Daha sonra kristalizasyon işlemi için ısı uygulanır. Porselenin renklendirilmesi yüzey cilası veya tabaka porseleni uygulaması ile yapılır.<sup>68-69,70</sup>

Kullanım alanlarınının tek üyeli restorasyonlarla sınırlı olması nedeniyle, porselenin yapısını güçlendirmek amacıyla içine zirkonyum oksit ve alüminyum oksit ilave edilmiş, elde edilen porselenin esneme ve kırılma direncinde artış olduğu kaydedilmiştir<sup>71</sup>. Ancak kimyasal yapılarının ağız ortamında stabil olmaması ihtimalinden dolayı dökülebilir cam restorasyonlarda çok az gelişme sağlanabilmiştir.<sup>64</sup>

#### b) Cera Pearl (Dökülebilir Apatit Porselen):

Hobo ve Iwata doğal diş yapısını taklit etmek için sentetik hidroksilapatitin en ideal restoratif materyal olacağı düşüncesiyle 1985 yılında indirek bir teknik geliştirmişlerdir. Cera-Pearl adı verilen bu sistemin tekniği Dicor cam porselene benzemektedir.<sup>70</sup> Bu sistemde kalsiyum fosfat esaslı cam, kontrollü ısı uygulamasıyla kısmen kristalin bir yapıya dönüştürülür. Işığın kırma özelliği, yoğunluğu ve termal iletkenliği doğal mineye benzer bulunmuştur.<sup>72</sup>

### 2.7.2.1.2.2 Isı Ve Basınç Altında Şekillendirilen Cam Seramikler

#### a) IPS Empress Sistemi ( Lössit ile güçlendirilmiş Metal Desteksiz Porselen sistemi)

Bu teknik için geliştirilmiş olan cam porselen materyali esas olarak feldspatik porselen olup lösit kristalleri ile güçlendirilmiştir. İki farklı yapım tekniğine sahiptir, ilk teknikte

renksiz porselen kullanılarak yapılan restorasyon yüzey renklendirmesine tabi tutulur, ikinci teknikte ise renklendirilmiş dentin tabletleri kullanılır. Restorasyonun son formu, veneer porselen materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak verilir.<sup>73</sup> Preslenen örnekler ya boyama işlemi ile bitirilirler ya da tabakalama işlemine tabi tutulurlar.<sup>74</sup> Tüm dişlerde tek kron, inley, onley ve laminate veneer restorasyonların yapılabilmesine olanak tanır.<sup>75</sup>

#### b) Lityum Disilikat ve Apatit Cam Seramikleri

Seramik restorasyonlarla adeziv simanların kombine kullanımını artırmak ve tam seramikleri köprü yapımında kullanabilmek amacıyla  $\text{SiO}_2\text{-LiO}_2$  sistemine dayanan bir seramik sistemi geliştirilmiştir. Empress 2 (Ivoclar Vivadent) sistemi de lityum disilikat cam kor materyali kullanmaktadır.<sup>74,76,77</sup> Porselen yapısındaki çatlak oluşumu, lityum disilikat kristalleri tarafından tutularak porselenin bükülme direncinde artış sağlanmaktadır.<sup>78</sup>

#### c) Optec OPC:

Optec OPC bir tür feldspatik porselen olup artırılmış lösit (leucit) içeriği ile ısı ve basınç altında dökümleri yapılır.<sup>64</sup>

### 2.7.2.1.2.3 İnfiltre Seramikler (Yüksek Alümina İçeren Kor Seramikler)

Dental porselenlerin özellikle çekme ve gerilme kuvvetlerine karşı direncini artırmak için kullanılan güçlendirme yöntemlerinden birisi, iyon değişimidir.<sup>68,79</sup> Porselen yüzeyindeki küçük moleküller daha büyük moleküllerle yer değiştirir.<sup>68,80</sup>

#### a) Alümina Kor:

Alumina içeren porselenlerde kendi aralarında kısımlara ayrılırlar.

I- Aluminus Porselen: Mc Lean ve Hughes 1965 yılında, porselen tozu ile % 40–50 oranında alüminayı karıştırarak bilinen porselenden iki kat daha dayanıklı yeni bir türü geliştirmiştir. Alümina partikülleri camdan çok daha kuvvetlidir, çatlak oluşumunu quartzdan daha etkin önlemektedir ancak bu tip porselenin sahip olduğu kırılma direnci, köprüler için yetersizdir.<sup>81</sup>

II- Saf Alümina Korlar: Başka materyaller ile birlikte kullanılan alümina yalnız başına da kor yapımında kullanılabilir. Saf alümina, cam infiltre edilmiş kor materyalleri ile kıyaslandığında 480–699 MPa arasında değişen yüksek bir dirence sahiptir.<sup>82,83</sup>

III- Hi-Ceram: Kimyasal yapısı geleneksel Aluminus porselen yapısına benzer, ancak daha fazla Alumina içerir. Teknikte core porseleni doğrudan erimez bir güdük materyali üzerinde pişirilmektedir.<sup>80,84</sup>

IV- In-Ceram infiltre seramikler (Slip- Cast): %90  $Al_2O_3$  içeren bir core materyalidir.<sup>84</sup> Çok ince granüllü  $Al_2O_3$  parçacıkları içeren toz özel bir sıvı ile karıştırılır ve oluşturulan süspansiyon die üzerine sürülür. Hızla sıvı kaybına uğrayan yapı iyice yoğunlaşır ve özel fırında 1120 °C'de 10 saat fırınlanır. Daha sonra ortaya çıkan bu pöröz yapıya yine çok ince cam (lanthanum silikat) taneciklerinden oluşan yapı sürülür.<sup>85</sup>

Bu sistemde core materyaline yüksek direnç sağlayan 1-5 mikron gren boyuna sahip alüminyum oksit kristalleri kullanılır. Bu sistemde alumina kristallerinin su içindeki süspansiyonuna "slip" adı verilir ve bu slip özel refraktör güdük alçısı üzerine sürülerek fırınlanır (slip casting).<sup>73,86</sup>

b) Magnezyum Kor:

Temel yapısını, ağırlığının % 40–60 oranında magnezyum veya magnezyum oksitin oluşturduğu seramik kor sistemidir.<sup>79</sup>

c) Cerestore ( Enjeksiyon yöntemi ile şekillendirilen kor):

Alumina ve magnezyum oksidin reaksiyonuyla Magnezyumaluminat spinel kristalleri oluşur. Bu reaksiyonda, pişirme sırasında oluşan fırınlama büzülmesini önleyen hacim artışı meydana gelir. Core üzerine geleneksel porselenler pişirilir.<sup>73</sup> Enjeksiyon yöntemi ile şekillendirilen bu teknikte, kristalize magnezyum alüminyum oksit kullanılır.<sup>87</sup>

d) Optec- HSP:

Optec lösit kristallerinden oluşur ve artmış lösit kristalleri sayesinde geleneksel feldspatik porselene göre daha dayanıklıdır. Sulu kıvamda hazırlanarak ısıya dayanıklı güdük üzerinde şekillendirilir. Daha sonra fırınlanarak (1020°C) son haline getirilir.<sup>64,73,88</sup>

#### **2.7.2.1.2.4 CAD/CAM Sistemler**

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim yani CAD-CAM (computer aided design-computer aided manufacturing), teknolojinin birçok alanında daha önceleri sıklıkla kullanılan bir üretim şekli olmasına karşın dental CAD/CAM uygulamaları ancak 1980'lerde başlamıştır. CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliğinde ki ilk uygulaması 1970'lerde ABD'den Bruce Altschuler, Fransa'dan Francois Duret ve İsviçre'den Werner Mormann ile Marco Brandestini ile olmuştur. Altschuler 1977'de optik okuyucular ile intraoral dokuların bilgisayarda görüntülenebilmesini sağlamıştır. 1984'de Duret, Duret sistemi geliştirmiş ve bir üyeli restorasyonları elde etmiştir. Ancak üretim maliyeti ve uygulanabilirliği ile ilk dental CAD/CAM uygulamasını Cerec sistem ile Mormann ve



Brandestini<sup>89</sup> elde etmişlerdir. Sistemin temeli; çok hassas bir freze makinesinin, bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak, seramik bloklardan korlar, kuronlar, köprüler üretmesidir.<sup>90</sup>

1984 den günümüze ise Cerec, Duret, Celay, Procera, Cercon, Cicero ve Lava sistemler gibi birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiş ve dental CAD/CAM sistemlerin son 20 yılda kullanılmaları gittikçe artmıştır. Geçmiş yıllarla beraber CAD/CAM sistemleri gittikçe daha popüler bir hale gelmiş ve de bu sistemlerle birlikte alümina ve zirkonyum polikristallerinin kullanılmaları artmıştır.<sup>67</sup> Bilgisayar teknolojisi seramik altyapıların hazırlanmasında diş hekimliğine önemli bir zenginlik katmıştır.<sup>91</sup>

#### **2.7.2.1.2.4.1 Dental CAD/CAM Sistemlerin Avantajları**

CAD/CAM uygulamaları beraberinde birçok avantajı da getirmiştir,

1- Tek seansta uygulamalar yapılabildiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybının önüne geçmiştir. Geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırmış ve bekleme süresini kısaltmıştır. Daha iyi restoratif materyallerin daha kısa süre içinde elde edilmeleri sağlanmıştır.<sup>92,93</sup>

2- Hata potansiyelini oldukça azaltmış ve indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz kontaminasyonların önüne geçmiştir.<sup>89</sup>.

3- Diş hekimliğinde CAD/CAM sisteminin kullanılmasıyla seramik materyallerin kondensasyon, eritme, kaynaştırma işlemleri nispeten azalmıştır.<sup>94</sup>

4- Geçici kuron hazırlama gibi zorunluluklar da ortadan kalkar.<sup>95</sup>

Ayrıca bu faktörlerin elimine edilmesi küçük de olsa ekonomik kazanca sebep olur. CAD yazılımları sayesinde CAD-CAM sistemlerden hastalar kadar kazançlı çıkan başka bir grup ise laboratuvar teknisyenleridir. Altyapılar ve restorasyonlar CAD yazılımları ile dizayn edildikleri için teknisyenlerin işleri kolaylaşmaktadır.<sup>95</sup>

#### **2.7.2.1.2.4.2 Dental CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları**

CAD/CAM restorasyonların kullanımını kısıtlayan faktörlerin başında üretim maliyeti gelmektedir. Birçok yeni sistem geliştirilmesine rağmen CAD/CAM sistemlerden yararlanmak hala ekonomik değildir. Monokromatik blokların kullanılması ise ideal estetik beklentilerin her zaman karşılanamamasına neden olmaktadır. Ancak multicolor blokların yavaş yavaş geliştirilmesi ile bu sorunda aşılacak üzere. Derin subgingival marjnlere sahip dişlerin bilgisayar ortamına aktarılması da sorun olabilmektedir. Bu nedenle geleneksel sabit protez yapımında olduğu gibi iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak zorunlu olabilir.<sup>96</sup>

#### **2.7.2.1.2.4.3 Dental CAD/CAM Sistemlerin Başarısı İçin Gereken Faktörler**

CAD/CAM sistemlerle elde edilen restorasyonların başarısında hekim ve laboratuvar çalışanlarının beceri ve tecrübesi kadar CAD/CAM sistemlerin kendileri de önemli bir faktördür. İntraoral kameranın ve milling ünitesinin netliği, yazılım programının ve dizayn algoritmalarının sınırlamaları CAD/CAM sistemleri ile elde edilen restorasyonların klinik başarısında önemli bir rol oynarlar.<sup>97</sup> Kullanılan CAD/CAM sisteminin yazılımı, yeniden yapılan final sinterlemesi sırasında oluşacak büzülme miktarını hesaplayabilmeli ve iyi bir marjinal oturumu sağlayabilmelidir.<sup>92</sup>

Teknolojik gelişmelerle beraber her hangi bir boyutta ya da herhangi bir şekilde restorasyonlar elde etmek mümkün olmaktadır. Ancak bu teknolojik gelişmeler hekime bağlı başarısızlık nedenlerini azaltmış olsa da tam olarak elimine etmemiştir. Bu nedenle bitmiş restorasyonun klinik başarısı için simantasyon ve diğer bitirme işlemleri dikkatli bir şekilde uygulanmalıdır.<sup>97</sup>

CAD/CAM sistemlerde kullanılan materyaller hızlı bir şekilde frezelenmeli, frezeleme ünitesinin hasarına karşı koyabilmeli ve hızlı bir şekilde bitirilebilmelidir

(cilalanması, renklendirilmesi ve glazelenmesi). Laboratuvar esaslı sistemler; altyapı materyali olarak seramikler kadar titanyum, soy metaller ve hatta soy olmayan metalleri de işleyebilmelidir. Daha sonra bu altyapılar geleneksel yöntemler ile (el ile porselen tozları kullanarak) kaplanabilmelidir.<sup>98</sup>

#### **2.7.2.1.2.4.4 CAD/CAM Sistemlerde Kullanılan Materyaller**

Isı altında sıkıştırılabilir seramikler gibi, CAD/CAM seramikleri de prefabrike ingotlar halinde hazır bulunmaktadır. Bu ingotlar frezeleme işlemi veya bilgisayar kontrolünde çalışan cihazlar ile kesime tabi olurlar. Presinterize seramiklerde bu ingotlar pöröz olup aynı zamanda hızlı bir frezeleme işlemine imkân tanımaktadırlar. Pöröz yapının elimine edilebilmesi için tekrar bir sinterleme işlemine tabi tutulmalıdırlar. Tam olarak sinterlenmiş seramiklerde ise non-pöröz ingotlar mevcut olup frezeleme işlemi zor yapılabilmesine karşın tekrar sinterleme işlemine tabi tutulmasına gerek yoktur.<sup>67</sup>

Cam infiltre CAD/CAM ingotları ise slip-cast seramikleri ile benzer kompozisyondadır ve frezeleme işlemi sonrasında pöröz yapının giderilmesi amacıyla yeniden cam infiltrasyonu gereklidir.<sup>67</sup> Kitlenin ana yapısı olan alümina ya da alümina-zirkonya karışımının kristalleri arasındaki boşluklara cam infiltre edilerek yapının devamlılığı sağlanmaktadır. Bu ingotlar CEREC inLab sistemde kullanılırlar.<sup>76</sup>

#### **2.7.2.1.2.4.5 Zirkonyum Dioksit Seramikleri**

Zirkonya, zirkonyumun dioksit kristalidir.  $ZrO_2$  farklı metalik oksitlerle karıştırılarak (MgO, CaO,  $Y_2O_3$ ) yüksek moleküler stabilite elde edilir.<sup>99,100</sup> Sinterlenmesi daha zor olsa da yitriumoksit ( $Y_2O_3$ ) ile stabilize edilen  $ZrO_2$  diğer kombinasyonlardan daha iyi mekanik özellikler sunar.<sup>99</sup> Yitriya stabilize zirkonyum yani tetragonal zirkonyum polikristalleri (TZP) en çok kullanılan kombinasyondur.<sup>99,100</sup> Polikristalin zirkonyum seramikleri geleneksel dental

seramiklerin aksine cam içermezler. Ancak In-Ceram sistemde ki cam infiltre alümina seramikleri istisnadır. Zirkonyumun uzun dönem klinik kullanımı ile mikroçatlakların gelişmesinin önüne geçmek için sıcak izostatik basınç altında tam sinterlenmiş ingotlar şeklinde hazırlanırlar. Ancak CAD/CAM sistemlerin bazılarında yeşil faz-green body- denilen soğuk izostatik basınç ile hazırlanan ingotlar frezeleme işlemine tabi tutulurlar ve daha sonra tekrardan sert ve dayanıklı yapı oluşması için ısı ve basınç altında sinterlenirler.<sup>101</sup>

Dental uygulamalar için farklı tipteki zirkonyum seramikleri:<sup>100</sup>

a) 3Y-TZP: %3 mol yitrium oksit ( $Y_2O_3$ ) ile beraber zirkonyum oda ısısında stabilize edilmektedir. Genellikle frezeleme için kullanılan 3Y-TZP CAM ünitesinden sonra üreticilerin önerilerine göre 1350°C ile 1550°C arasında değişen son bir sinterlenme işlemine tutulurlar.

b) Alümina ile güçlendirilmiş cam infiltre zirkonya (ZTA): Alümina matriks ile kombine kullanılması sonucu elde edilir. Sinterlenmesi tamamlanmış 3Y-TZP'den daha pöröz bir yapı içerir ve bu da In-Ceram Zirconia' nın 3Y-TZP'den neden daha düşük mekanik özellikler sunduğunu açıklar.

c) Mg-PSZ: Magnezyum ile stabilize edilen zirkonyum (Mg-PSZ) seramikleri büyük partikül oranları nedeniyle aşınmaya meyillidir ve pöröz yapılarından dolayı yüksek mekanik özellikler sergileyemezler. Mg-PSZ seramiklerin tam sinterlenmiş blokları CAM ünitesinde kullanılır. Denzir-M bu tip seramiklere örnektir.

Zirkonyum oksit kristalleri ( $ZrO_2$ ) 3 farklı şekilde organize olabilir: Monoklinik, kübik, tetragonal.<sup>99-101</sup>

Oda ısısından 1170 °C' ye kadar monoklinik faz, 1170°C ile 2370°C arasında tetragonal faz, 2370°C' den kaynama noktasına kadar ki sıcaklıklarda ise kübik faz bulunur. Soğutma ile tetragonal fazdan monoklinik faza geçerken hacimde %4,5 lik bir artış olur ve bu da katastrofik başarısızlığa neden olur. Bu değişim geri dönüşümlüdür ve 950°C' den aşağıdaki soğutmalarda başlar.<sup>100</sup> Ancak zirkonyumun yapısına çeşitli oksitler katarak (MgO, CaO, CeO<sub>2</sub>, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) tetragonal faz oda ısısında elde edilebilir.<sup>100,101</sup> Bu minör unsurlar eklenerek oda ısısında stabilize fazları elde etmeyi mümkün olur. %8 veya 12 oranında bileşen eklenerek tam stabilize kübik fazı (kübik zirkonyum) elde etmek mümkündür. Daha küçük miktarlarda (%3-5) eklemeler ile kısmi stabilize zirkonyum elde edilir.<sup>101</sup>

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyum seramikleri faz transformasyon etkisinden kaynaklanan yüksek dirençli özellikleri ile karakterizedir<sup>101</sup>. Basınç altında zirkonyum partikülleri tetragonalden monoklinik faza geçmektedirler.<sup>98-101</sup> Tetragonal zirkonyumu oda ısısında elde etmek mümkünken basınç altında monoklinik faza geçmekte ve basınç alan bölgelerin hacminde %3 artma görülmektedir. Bu boyutsal değişiklik sırasında çatlak hattından enerji emişi olur.<sup>99,101</sup> Çatlak enerjisi tetragonalden monoklinik faza geçişi sağlar.<sup>99</sup> Çatlak hattının yapının bünyesinde ilerlemesini engeller. Ayrıca hacimde ki değişiklik de çatlak hattı üzerine basınç yaparak yine çatlak hattının ilerlemesini durdurur.<sup>98</sup>

Zirkonyum altyapı, diş preparasyonuna bağlı olarak kalan keskin köşeler, internal uyumlamalarla gerçekleştirilen aşındırmalara bağlı hasarlar ve çiğnemeyle oluşan basınçlar ve ağızda ki termal değişiklikler karşısında direnç göstermektedir. Transformasyon sertliği zirkonyumun yüksek bükülme direnci ve sertliği olmasına neden olur. Bir diğer iyi özelliği ise biouyumlu olmasıdır.<sup>98</sup>

Parsiyel stabilize zirkonyum seramikleri, dental materyaller arasında mekanik özellikleri en iyi olan seramikler olup bu sayede yüksek basınç alan arka grup dişlerin restorasyonunda kullanılabilirler. Üstün mekanik özellikleri sayesinde altyapıların kalınlıklarını azaltmak mümkündür. Mekanik direnç ve estetiğin arandığı bölgelerde tam seramik restorasyonların kullanımına izin vermiştir.<sup>98,100</sup> Yüksek kırılma dirençleri ve sertliklerinden dolayı zirkonyum ağzın herhangi bir yerinde kullanılabilen genel bir seramik restoratif materyali haline gelmektedir.<sup>98</sup>

#### **2.7.2.1.2.4.6 CAD/CAM Sistemler Kullanılarak Altyapı Dizaynı ve Üretimi**

Tüm CAD/CAM sistemleri 3 fonksiyonel unsur içerirler: Bilgisayarlı yüzey taraması (Computer surface digitization-CSD) ve ağız ortamından bilginin elde edilip kaydedilmesi (diş preparasyonu, mevcut dişin geometrisinin belirlenmesi); altyapının dizaynı (CAD); altyapının üretimi (CAM).<sup>91,102</sup>

Restorasyonu yapılacak diş modelleri bilgisayara 3 boyutlu olarak aktarılır.<sup>103</sup> Ancak farklı CAD/CAM sistemlerine göre ağız ortamında ki durumun bilgisayar ortamına aktarılması farklılık göstermektedir. CEREC sistemde intraoral 3-boyutlu tarama yapabilen cihaz mevcutken, diğer CAD/CAM sistemlerde tarama genellikle modellerden yapılır. Birçok optik tarayıcı harekete çok hassas olduğu için intraoral tarama yapmayı güçleştirir. Hastanın herhangi bir hareketi ile bilgiler bilgisayar ortamına yanlış aktarılabilir ve yapılacak restorasyon dişe oturmayabilir.<sup>102</sup>

Cercon sistem geleneksel mum modelasyon tekniği ile üretilirken, DCS-Precident ve Lava gibi sistemlerde farklı tiplerde ki CAD teknolojisinden yararlanır. Ancak zirkonyum CAM teknikleri kullanılmadan işlenebilmesi çok zor olan tek materyaldir. Bu nedenle altyapılar elde edilirken ister geleneksel mum modelasyon tekniği kullanılsın isterse

bilgisayar ortamında dizayn yapılsın, bilgisayar destekli frezeleme makinesi ile kullanılması daha dirençli ve marjinal uyuma sahip restorasyonların elde edilmesini sağlar.<sup>98</sup>

Mekanik özellikler altyapıların inceliğinden ve konnektörlerin boyutlarından etkilenebilir. Ancak hem konnektör boyutları hem de altyapının kalınlığı zirkonyum altyapılarda aynen geleneksel metal destekli restorasyonlarda olduğu gibi dizayn edilebilir.<sup>98</sup>

Altyapının dizaynı tamamlandıca bilgiler frezeleme ünitesine transfer edilir ve altyapının üretimine başlanır. CAM ünitesinde Cercon ve Lava sistemlerde tam sinterlenmemiş Y-TZP kullanılırken, DCS-Precident sistemde tam sinterlenmiş Y-TZP kullanılır.<sup>76,77</sup> Bilgisayar, tasarımı yapılan kuron formunu, seramik blokları çeşitli eksenlerde hareket edebilen kesici uçlar sayesinde şekillendirerek oluşturur.<sup>103</sup>

Tam sinterlenmemiş Y-TZP restorasyonlar final sinterlemede %20-25 oranında büzülmeye uğrayacağından restorasyonlar bu oranda büyük üretilir. Tam sinterlenmemiş bloklardan üretim daha hızlı olmakta ve üretim sırasında mikroçatlakların oluşma oranı daha düşük olmaktadır. Ancak tam sinterlenmiş bloklardan elde edilen restorasyonlar ise ikinci bir büzülme içermediği için daha iyi marjinal uyum göstermektedir.<sup>76,77</sup>

Bununla beraber unutulmaması gereken bir husus da frezeden çıkan dirençli seramiklerin üzerine tabakalama seramiği uygulama gerekliliğidir. CAM ünitesinde elde edilen altyapılara üst yapı porseleni eklenerek anatomik ve estetik beklentiler geliştirilir. Tüm bu aşamalardan sonra üretilen restorasyonların, dirençli ve uyumlu olacağı belirtilmektedir.<sup>103</sup>

#### **2.7.2.1.2.4.7 Dental CAD/CAM Sistemler**

DCS Precident Sistem (Digitizing Computer System -DCS- Precident)

DCS Precident sistem, hem bilgisayar destekli tasarım (CAD) hem de bilgisayar destekli üretimden (CAM) yararlanır.<sup>104</sup> DCS Precident sistem, ilk olarak 1990 yılında

kullanılmaya başlanılmış olup restorasyon altyapıları tam sinterize Y-TZP bloklardan (DC-Zirkon) şekillendirilmektedir.<sup>100</sup> PreciScan adı verilen tam otomatik lazer tarayıcı bir optik sensör ile dişe temas etmeden destek dişin kendisine, komşu dişlere ve çevre dokulara ait koordinat bilgilerini elde etmek için ölçümler yapmaktadır.<sup>89,98,104</sup> Otomatik ölçümde, cihaz her iki çenenin de modelini elde edebilmekte ve 14 prepare edilmiş dişi tarayıp 30 üyeye kadar altyapıyı simültane olarak Precimill frezeleme ünitesinde yapabilmektedir.<sup>89,98,104</sup> DCS Dentform yazılımı ile konnektör sahaların büyüklüğünü ve gövde formlarını tasarlayabilmektedir.<sup>89,98</sup> Molar bölgedeki konnektör bağlantıların kesitleri minimum 4 mm, diğer bölgedekiler ise minimum 3 mm olmalıdır.<sup>104</sup> DCS sistemde kullanılan materyaller porselen, cam seramik, In-Ceram, zirkonyum, metaller ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler olabilir.<sup>89,98</sup> Üst yapılar ise altyapıyla uyumlu termal genişlemeye sahip veneer porseleni (Vita D ceramics) ile yapılır.<sup>104</sup>

#### Procera All-Ceram Sistem

Andersson ve Oden, Nobel Biocare ve Sandvik Hard Materials işbirliği ile 1993'de Procera AllCeram sistemini geliştirmişlerdir.<sup>105,106</sup> Procera dental restorasyonlarda kullanılan yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit (%99,5) yapıları için geliştirilmiş bir CAD/CAM metodudur. Procera sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak alüminyum oksit (Procera AllCeram), zirkonyum oksit (Procera AllZirkon) ve titanyum (Procera AllTitan) altyapılı restorasyonlar elde etmek mümkündür.<sup>98,107,108</sup> Procera sistemine ait bilgisayar destekli dizayn ünitesi laboratuarlarda mevcutken, bilgisayar destekli üretim ünitesi (CAM) sadece İsveç ve A.B.D olmak üzere iki merkezde bulunur. Bu nedenle laboratuarda modeller tarayıcı (Procera Scanner) ile tarandıktan sonra, taranan görüntü e-mail yoluyla Nobel Biocare Procera Sandvik'e yollanır.<sup>107,108-109</sup> 3-5 dakika süren tarama işlemi sırasında her bir preparasyon için yaklaşık 50.000 veri noktası belirlenir. Elde edilen veriler doğrultusunda



bilgisayar ekranında özel geliştirilmiş CAD yazılım programı kullanılarak koping 3 boyutlu olarak dizayn edilir. Final sinterizasyon sırasında oluşacak %15–20'lik büzülme karşılamak amacıyla büyütülmüş güdük hazırlanarak, buna uygun alüminyum oksit ya da zirkonyum oksit altyapı elde edilmektedir.<sup>107,108</sup> Şekillendirilen altyapı çok yüksek sıcaklıklarda (>1550°C) sinterlenmektedir.<sup>107-109</sup> Daha sonra altyapılar uygun bir termal genişlemeye sahip alüminos seramik ile kaplanır.<sup>105</sup>

Procera all-ceram sisteminde alümina kullanılarak 0.25 mm kalınlığında altyapılar elde etmek mümkündür. Altyapılar opak oldukları için doğal dişin renginin yansımaya izin vermezler. Alüminadan elde edilen altyapılar rezin simanlar için iyi retansiyon alanları sunduğundan ayrıca içlerini asitlemeye gerek yoktur.<sup>109</sup>

#### Cercon Sistem

Cercon aslında bir CAD/CAM sistem olmayıp sadece CAM ünitesine sahiptir. Cercon sistemde prepare edilen dişe ait güdük üzerinde altyapı mumdan hazırlanarak Cercon cihazının ana parçasına (Cercon brain) yerleştirilir. Bu örnek, cihazın lazer sistemi ile taranır ve elde edilen verilerin frezeleme ünitesine aktarılmasıyla cihazın sağ tarafına konulan yarı sinterize zirkonyum bloklardan altyapı elde edilir. Bu işlem sırasında final sinterlemeden kaynaklanacak %20 oranında ki büzülme miktarı hesaplanır ve altyapılar daha büyük oranda elde edilir. Frezeleme işlemi bir kuron için yaklaşık 35 dakika, 4 üyeli sabit protez için ise 80 dakikadır. 1350 °C de yaklaşık 6 saat Cercon fırınında final sinterlenmesine tabi tutulurlar. Sinterlenmesi tamamlanan örnekler veneer seramiği (Cercon Ceram S) ile kaplanır.<sup>64</sup>

#### Lava Sistem

Lava sistemde yüksek dayanıklı zirkonyum altyapıları elde etmek için %3 mol yitriumla kısmi olarak stabilize edilen zirkonyum polikristal içerik kullanılır. Bu presinterize

ZrO<sub>2</sub> seramik bloklar dışında Lava sistem; optik tarayıcı (Lava Scan), bilgisayar destekli freze makinesi (Lava Form), sinterizasyon için bir fırın (Lava Therm) ve CAD/CAM yazılımından oluşmaktadır.<sup>110</sup>

İşlem, ölçüden elde edilen model yüzeyinin optik tarayıcı ile taranması ile başlamaktadır. Bu tarama işlemi kuron preparasyonları için yaklaşık 5 dakika, 3 üyeli bir köprü içinse yaklaşık 12 dakikadır. Okluzal ilişkiler ve güdükler, tarayıcı ile üç boyutlu olarak bilgisayara aktarılır ve altyapı, sistem parametrelerine göre elde edilir. Tamamen CAD destekli olması sistemin, teknisyenin mum modelasyon yapmasını gerekli kılan diğer sistemlere göre avantajıdır.<sup>92</sup> Son sinterizasyon sırasında büzülme göstereceği için, milling işlemi ile büyütülmüş altyapı hazırlanmaktadır. Bu büzülme miktarı %20 ile 25 arasında değişmektedir. Milling işlemi kuronlar için 35, 3 üyeli köprüler için 75 dakika sürmektedir. Bu işlemi sinterizasyon ve kaplama aşamaları takip etmektedir. 8 saat süren ısıtma ve soğutma işleminden sonra sinterlenmiş altyapılar veneer seramiği (Lava Ceram) ile kaplanır.<sup>110</sup>

Altyapılar, klasik vita skalasına göre yedi farklı renkte elde edilebilmektedir. Bu durum, gövdenin lingual ve gingival yüzeylerinin veneer porseleni ile kaplanma ihtiyacını ortadan kaldırmaktadır.<sup>76</sup>

**CEREC Sistem: (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics)**

Cerec sistem ilk olarak 1988 yılında kullanılmaya başlanmış olup aynı zamanda ilk geliştirilen CAD/CAM sistemidir. 1994'te Cerec 2 sistem geliştirilmiş ve daha sonra 2000 yılında Cerec 3 sistem kullanıma sunulmuştur. Cerec 1'den Cerec 3 sisteme geçildikçe daha ayrıntılı ve daha uyumlu restorasyonlar elde edilmiştir.<sup>111,112</sup>

Cerec sistemin temelinde, üç boyutlu optik ölçü alan intraoral kamera vardır.<sup>113</sup> Tarama işleminin ardından, altyapılar dizayn edilir. Dizayn edilen altyapılar, sisteme adapte frezeleme ünitesinde elde edilir.<sup>92</sup> Frezeleme ünitesinde, Vita Mark II, Dicor MGC ve ProCad porselenleri kullanılmaktadır. Vita Mark II porseleninde cam matriks yapı içinde majör kristal olarak sanidine ( $\text{KAlSi}_3\text{O}_8$ ) bulunur. Dicor MGC ise mika-bazlı makine ile şekillendirilebilen cam seramik olup içeriğinin %70'i kristalin fazdan oluşmaktadır.<sup>114,115</sup> ProCad makine ile şekillendirilebilen lösit içerikli seramik materyalidir.<sup>115</sup>

Cerec inLab sistemde ise Cerec 3'e ilave olarak CAD/CAM ile kuronlar ve hatta çok üyeli köprüler için yüksek dirençli tam seramik restorasyonlar üretilir. Cerec inLab sistemde kullanılan materyaller In-Ceram Alümina, IPS e-max CAD/CAM seramik ve yitriumla kısmi olarak stabilize edilen zirkonyum materyalleridir<sup>116</sup>. Ayrıca inley yapımı için rezin bazlı kompozitlerde kullanılabilir.<sup>117</sup>

İlk Cerec sistemlerinin dezavantajları restorasyonların zayıf marjinal uyumları<sup>98</sup> ve okluzal yüzeyin şekillendirilmesinde görülen başarısızlık idi<sup>1</sup>. Cerec 2 sistemi ile beraber bu problemlerde aşılmıştır. Sonuçta CEREC sistem ile başarı oranı yüksek restorasyonlar elde etmek mümkündür. Renk stabilite ve aşınma oranları da klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisindedir.<sup>97,117</sup> Dış yüzeyi iyi bir şekilde cilalanmış ve glazelenmiş CEREC ürünleri karşı diş minesinde doğal dişin yapacağı aşınmaya eşdeğer bir aşınma oranı gerçekleştirir<sup>98</sup>. Ayrıca Cercon, Lava, Procera gibi sistemlerde laboratuvar ortamında restorasyonlar elde edilirken, hasta başı uygulamaları için kullanılan tek CAD/CAM sistemi CEREC'dir. Tek seansta restorasyonların elde edilmesi ile de postoperatif hassasiyet olmayacaktır<sup>117</sup>.

### Cerec Sistemlerin Üretim Prosedürleri:<sup>1</sup>

- 1-Diş preparasyonu tipik olarak tam seramik restorasyonlarda olduğu gibi hazırlanır.
- 2-Opak toz ile prepare edilen diş kaplanır.
- 3-Optik tarayıcı ile prepare edilen dişin bilgisayar monitörüne imajı yansıtılır. Görüntü yakalanınca bilgisayara kaydedilir.
- 4-Bilgisayar ekranında marjinler ve konturlar belirlenir.
- 5-Uygun boyutta seçilen seramik blok şekillendirme ünitesine yerleştirilir. Bir kuronun ortalama elde edilme süresi yaklaşık 20 dakikadır.
- 6-Elde edilen restorasyonun ağızda kontrolü yapılır ve bir rezin siman ile yapıştırılır.

### CELAY Sistem:

Celay sistemi kopyalama-frezeleme (copy-milling) tekniğine dayanan bir sistemdir. Özel bir kompozit materyalinden hazırlanmış ön model direkt olarak diş üzerinde ya da ana modelde hazırlanır.<sup>118</sup> Ön model 80 mikrometre hassasiyetle taranıp seramik bloklar şekillendirilir.<sup>119</sup> Bilgisayar yardımı ile taranan modelin dublikatı, frezeleme makinesine bağlanan porselen blokların, uygun frezlerle şekillendirilmesi ile elde edilir.<sup>118</sup> Hazırlanan altyapının dayanıklılığını artırmak için pöröz yapıda ki seramiğe lantan oksit cam infiltrasyonu yapılır ve fırınlanır. Bu işlemde önce altyapıyı kırılmalara karşı korumak gerekir.<sup>119,120</sup>

Cerec sistemde kullanılan Vita Mark II Celay sistemde de kullanılabilir. Alternatif olarak InCeram Alumina veya InCeram Spinell de Celay sistemde kullanılabilir.<sup>119</sup>

Celay sistemle elde edilen in-ceram restorasyonlar geleneksel in-ceram restorasyonlara göre %10 daha fazla bükülme direncine sahiptir.<sup>120</sup>

CICERO Sistem: ( Computer integrated ceramic reconstruction)

Bilgisayarda tamamlanan seramik yapılandırılması anlamına gelen Cicero sistem ilk olarak Denissen ve arkadaşları<sup>121</sup> tarafından tarif edilmiştir. DCS ve CEREC gibi sistemlerde kullanılan tek renkli monolitik seramik blokların yeterli dayanıklılığı sağlayabilmesine karşın, yeterli estetik beklentileri sağlayamayabileceği endişesi Cicero sistemin doğuşuna neden olmuştur. Bu sistemde yüksek dayanıklı kor yapılar oluşturulurken aynı zamanda dentin porseleni ve kesici kenar porseleni gibi tabakalar tek tek eklenerek doğal estetik beklentilerin karşılanması amaçlanmıştır.<sup>122</sup>

Cicero sistemde seramik restorasyonların en uygun statik ve dinamik okluzal kontaklarda elde edilmesi amacıyla optik okuma, seramik sinterizasyonu ve bilgisayar destekli frezeleme ünitesi kullanılır.<sup>122,123</sup> Cicero sistem okluzal yüzeylerin 3 boyutlu modellenmesi ile ideal okluzyon için uygun kuron dizaynlarını gerçekleştirebilir. Bilgisayar ortamında dijital modelleme ile kuronlar önce statik okluzyonda daha sonra ise dinamik okluzyonda oluşturulurlar. Cicero sistemin CAD yazılımı sayesinde ideal artikülasyon diğer sistemlere göre daha uygun bir şekilde elde edilir.<sup>123</sup> Cicero CAD/CAM sistemi ile kuron ve inleyler farklı seramik tabakaları ile (yüksek dirençli alümina kor, dentin porseleni, insizal porselen) üretilir.<sup>122</sup>

Posterior bir dişin üretimi sırasında ilk önce taraması yapılacak modeller elde edilir ve preparasyonun bitim sınırlarının daha kolay belirlenebilmesi amacıyla modellerin dişli kısımları beyaza, diğer kısımlar ise siyaha boyanır.<sup>91,122</sup> Cihazın hızla hareket eden lazer tarayıcısıyla model taranır ve preparasyonun, çevre dokuların ve karşı dişin 3 boyutlu geometrik görüntüleri elde edilir.<sup>122</sup> Programın bilgi bankasından elde edilecek restorasyon için en uygun kuron belirlenir ve seçilen kuron ekrandaki kavse yerleştirilerek ayarlamalar yapılır. Önce mesial ve distal temas noktaları daha sonra bukkal ve lingual sınırlar düzenlenir.

Böylece seramiğin bir fırça ya da spatül yardımıyla formunun verilmesi gibi yeni kuronun konturları bilgisayar yardımıyla ve komşu dişlerle mesial ve distal kontakları  $\pm 0.02$  mm lik hassasiyetle ayarlanır. Sentrik okluzyon ayarları ve artikülasyon ayarları da yapıldıktan sonra tabakaların oluşturulmasına geçilir.<sup>122</sup>

### 2.7.3 FRC Ve Tam Seramiklerin Simantasyonu

Metal alt yapısız tam seramik ve FRC kuronların mekanik olarak daha zayıf olmaları kabul görmüş bir gerçektir. Metal desteksiz kuronların simantasyonunda eğer geleneksel simanlar (çinko fosfat, polikarboksilat ve cam iyonomer) kullanılırsa, sınırlı direnç daha da düşebilir.<sup>3</sup> Rezin simanların kullanılması tam seramik ve fiberle güçlendirilmiş kompozit kuronların klinik başarısını güçlendirmektedir. Hatta rezin simanla yapıştırılan kuronlarda siman seramik ara yüzünün, doğal dentin mine ara yüzüne benzediği iddia edilmektedir. Yapılan bir çalışmada rezin simanlar ve geleneksel simanlarla yapıştırılan kuronlar direnç testlerine tabi tutulmuşlardır. Rezin simanların geleneksel simanlara göre daha yüksek direnç oluşturduğu gözlenmiştir.<sup>16,124,125</sup>

Rezin simanların, seramik yüzeyleri ıslatabilme kabiliyetleri tam seramik kuron restorasyonların direncini etkileyebilecek bir husustur. Rezin simanlar tam seramik kuronların simantasyon yüzeyindeki çatlakları durdurarak direnç sağlarlar. Ayrıca bu simanların ıslatabilirlikleri de geliştirilebilir. Rezin simanların seramik yüzeye daha sıkı tutunabilmesi seramik yüzeyinin pürüzlülüğüne de bağlıdır. Özellikle kumlama ve asit ile pürüzlendirme işlemlerinin beraber kullanılması daha olumlu sonuç doğurur. Seramik yüzeyinde ki çok derin çukur ve tümseklerin rezin tarafından doldurulması zordur. Aşırı pürüzlendirme yerine daha sık ve düzenli pürüzlendirme daha olumlu klinik sonuçlar doğuracaktır.<sup>16,67</sup>

### 3 GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada dört farklı inley kavite preparasyonu üzerine, dört farklı dental materyalden hazırlanan inley köprülerin kırılma dirençleri test edildi. Bu materyaller; polietilen ve cam fiberlerle güçlendirilmiş kompozit, zirkonyum altyapılı porselen ve metal destekli porselenlerdir. Bu çalışmada inley köprü yapımında kullanılan restoratif materyaller Tablo 3.1’de gösterildi.

**Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan restoratif materyaller**

| Ürün adı                     | Materyal içeriği     | Üretici firma                   | Ürün seri no.  |
|------------------------------|----------------------|---------------------------------|----------------|
| <b>Construct</b>             | Polietilen fiber     | KerrLab,USA                     | 414169         |
| <b>Stick</b>                 | Cam fiber            | Stick Tech Ltd,Finland          | 2070524-R-0081 |
| <b>Grandio</b>               | Nano-hibrit kompozit | Voco,Germany                    | 0811271        |
| <b>ICE Transparan Zirkon</b> | 3-YTZP               | Zirkonzahn, Italy               | CE0476         |
| <b>Solera</b>                | Cam infiltre seramik | Zirkonzahn,Italy                | CE0483         |
| <b>Wiron 99</b>              | Ni-Cr metal alaşım   | Bego,Germany                    | 50225          |
| <b>Noritake</b>              | Feldspatik seramik   | Noritake Dental Materials,Japan | 16810          |

Uygulanan testler Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı bünyesinde bulunan test ekipmanları ile gerçekleştirildi.

Bu çalışmada kullanılan örneklerin gruplandırılması Tablo 3.2’ de gösterildi. Her bir farklı diş preparasyonu grubunda örnek sayısı 32 olmak üzere, toplam 128 örnek hazırlandı. Her bir farklı preparasyon ve materyalin oluşturduğu alt grupta ise örnek sayısı 8’dir.

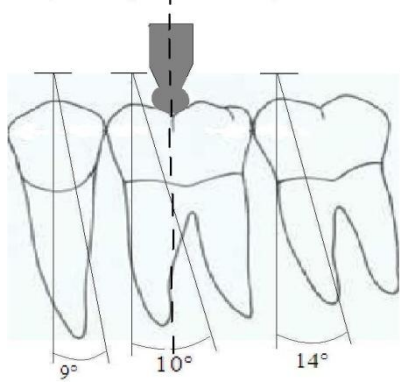
Tablo 3.2: Çalışmada kullanılan örneklerin gruplandırılması (n=8):

| <b>İnley preparasyonunun tipi</b>                   | <b>Kullanılan restorasyonun tipi</b>   |
|---|--|
| <b>Yardımcı proksimal kutulu inley kesimi</b>       | Polietilen fiberle güçlendirilmiş kompozit inley köprü<br>Cam fiberle güçlendirilmiş kompozit inley köprü<br>Zirkonyum altyapılı porselen inley köprü<br>Metal destekli porselen inley köprü |
| <b>Yardımcı proksimal kutusuz-tüp inley kesimi</b>  | Polietilen fiberle güçlendirilmiş kompozit inley köprü<br>Cam fiberle güçlendirilmiş kompozit inley köprü<br>Zirkonyum altyapılı porselen inley köprü<br>Metal destekli porselen inley köprü |
| <b>Yardımcı proksimal kutusuz-kutu inley kesimi</b> | Polietilen fiberle güçlendirilmiş kompozit inley köprü<br>Cam fiberle güçlendirilmiş kompozit inley köprü<br>Zirkonyum altyapılı porselen inley köprü<br>Metal destekli porselen inley köprü |
| <b>Yardımcı proksimal kutusuz-slot inley kesimi</b> | Polietilen fiberle güçlendirilmiş kompozit inley köprü<br>Cam fiberle güçlendirilmiş kompozit inley köprü<br>Zirkonyum altyapılı porselen inley köprü<br>Metal destekli porselen inley köprü |

Bu çalışmada inley köprülerin kırılma dirençlerini saptamak amacıyla morfolojik yapısı düzgün ve çürüksüz birer adet sol alt 2. premolar diş ile alt 2. molar diş toplandı. Toplanan dişlerin üzerindeki doku artıkları ve debris tabakasının temizliği yapıldı. Daha sonra dişler sodyum hipoklorit solüsyonu içerisinde 1 hafta süreyle dezenfekte edildi.

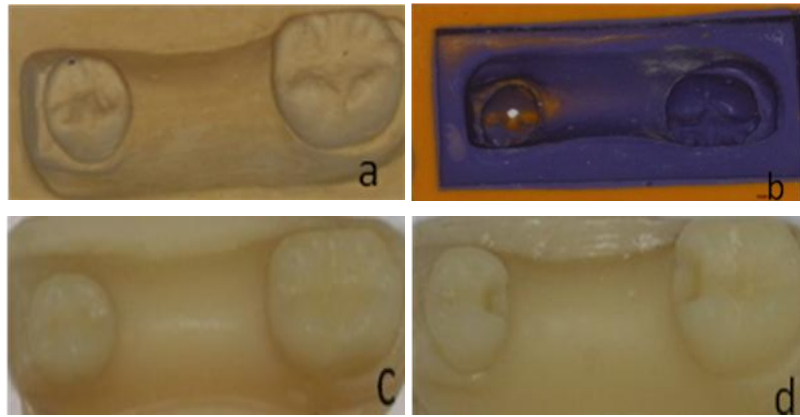
Çiğneme kuvvetlerinin yönünün taklit edilebilmesi için dişler, akrilik rezin blok içerisine dişlerin çene kemiği içerisindeki uzun akslarını taklit edecek şekilde ve 11 mm aralıklarla gömüldü (Şekil 3.1).<sup>126</sup>





Şekil 3.1: Dişlerin uzun akslarının ağız içindeki konumları.

Oda sıcaklığında polimerize olan polimetilmetakrilat (PMMA) yapıdaki soğuk akril (İmicryl, Konya, Türkiye) üretici firma talimatlarına göre hazırlandı. Dişsiz boşlukta alveol kretinin taklit edilebilmesi amacıyla akrilik rezin üzerine kret formu işlenip tesviye ve cila işlemi yapıldı. Elde edilen model, elastomerik ölçü maddesiyle (Elite HD, Zhermack, Italy) dublike edildi. Ölçü içindeki negatif boşluk geçici kuron-köprü malzemesi (Structur, Voco, Germany) ile doldurularak 4 adet dublike model elde edildi ve her birine farklı inley kaviteler açıldı (Şekil 3.2).

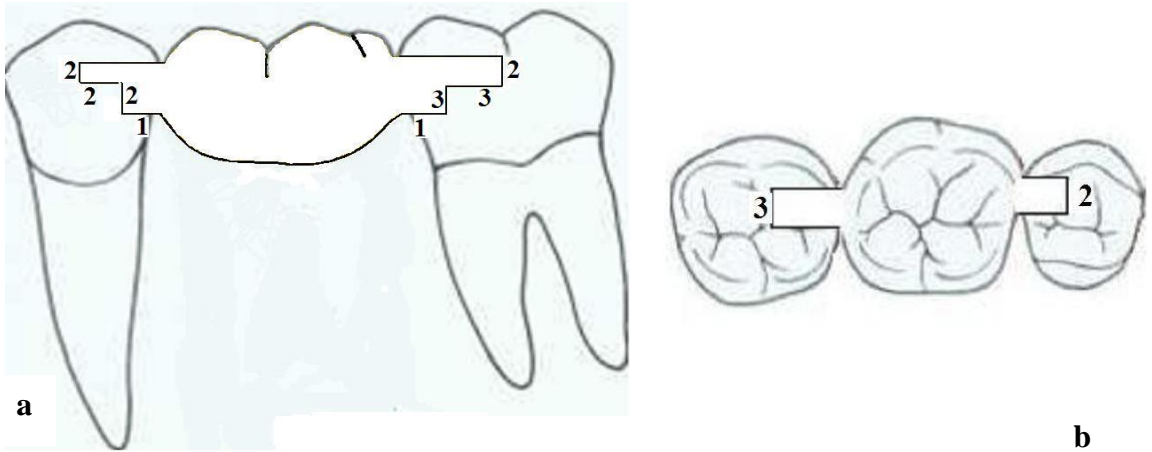


Şekil 3.2: a) alçı model, b) ölçü, c) dublike model, d) kaviteli dublike model.

### 3.1 İnley Kaviteilerinin Boyutları:

#### 3.1.1 Yardımcı proksimal kutulu-basamaklı inley kesimi (DO-MO)

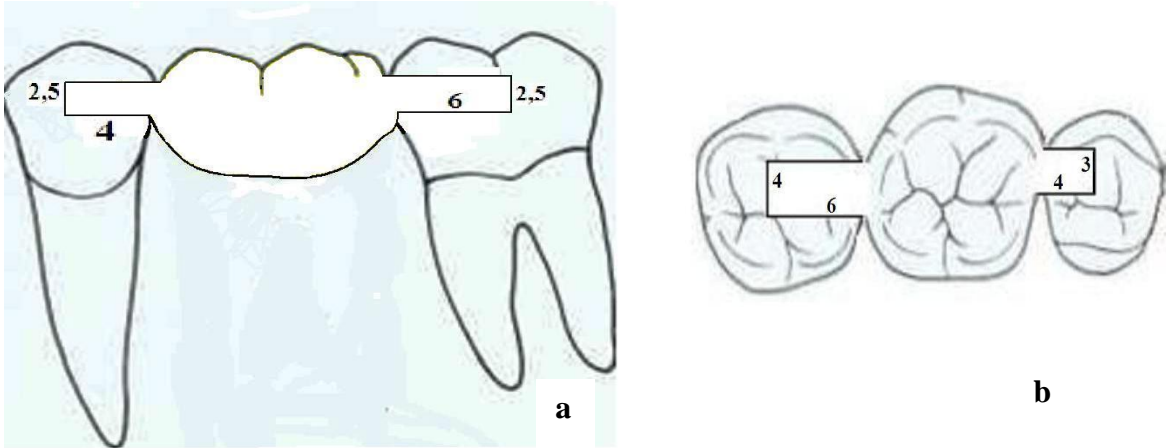
Yardımcı proksimal kutulu-basamaklı inley kesiminin oklüzal yüzden kavite tabanına doğru derinliği 2 mm'dir. Kavite tabanının mesio-distal genişliği molar dişte 3 mm, premolar dişte ise 2 mm'dir. Yardımcı kavite duvarının okluzo-servikal yüksekliği, molar dişte 3 mm, premolar dişte ise 2 mm'dir. Yardımcı kavitenin mesio-distal genişliği, hem molar hem de premolar dişte 1 mm'dir. Oklüzal isthmusun bukko-lingual genişliği, molar dişte 3mm, premolar dişte 2 mm olarak hazırlandı (Şekil 3.3).



Şekil 3.3: Yardımcı proksimal kutulu inley kavite boyutları. a) bukkal yüz b) oklüzal yüz

#### 3.1.2 Yardımcı proksimal kutusuz-tüp şeklinde inley kesimi (D-M)

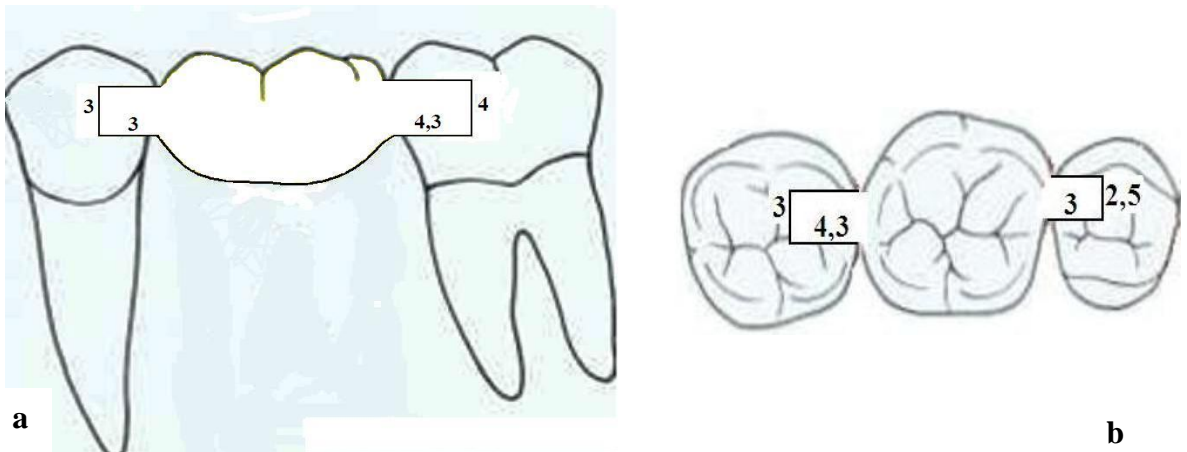
Yardımcı proksimal kutusuz-tüp şeklinde inley kesiminin oklüzal yüzden kavite tabanına doğru derinliği 2,5 mm'dir. Kavite tabanının mesio-distal genişliği molar dişte 6 mm, premolar dişte ise 4 mm'dir. Oklüzal isthmusun bukko-lingual genişliği, molar dişte 4 mm, premolar dişte ise 3 mm'dir (Şekil 3.4).



Şekil 3.4: Yardımcı proksimal kutusuz- tüp şeklinde inley kesimi. a) bukkal yüz b) oklüzal yüz

### 3.1.3 Yardımcı proksimal kutusuz- kutu şeklinde inley kesimi (D-M)

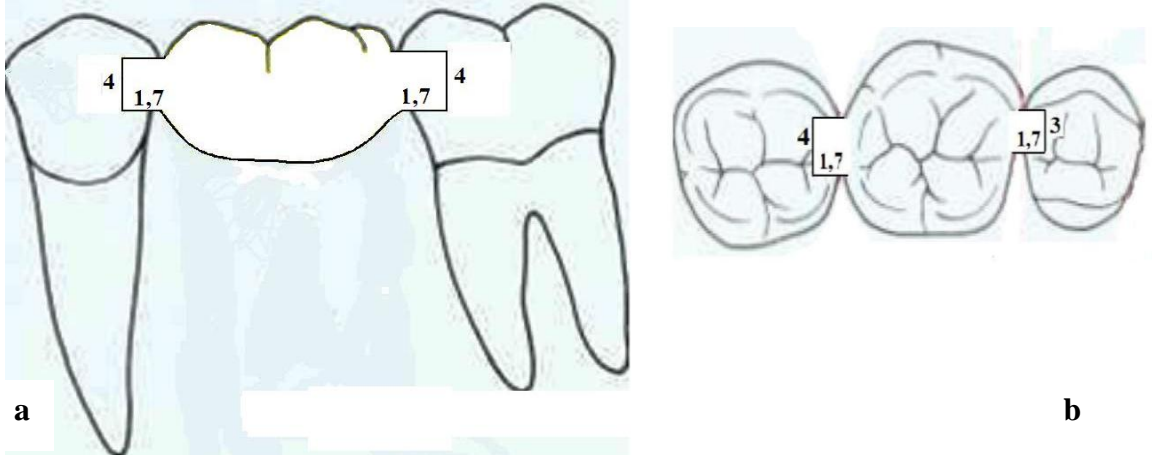
Yardımcı proksimal kutusuz-kutu şeklinde inley kesiminin oklüzal yüzden kavite tabanına doğru derinliği molar dişte 4 mm, premolar dişte ise 3 mm'dir. Kavite tabanının mesio-distal genişliği molar diş için 4.3 mm, premolar dişte ise 3 mm'dir. Oklüzal isthmusun bukkal-lingual genişliği ise molar dişte 3 mm, premolar dişte ise 2.5 mm'dir (Şekil 3.5).



Şekil 3.5: Yardımcı proksimal kutusuz- kutu şeklinde inley kesimi. a) bukkal yüz b) oklüzal yüz

### 3.1.4 Yardımcı proksimal kutusuz-slot inley kesimi (D-M)

Yardımcı proksimal kutusuz-slot inley kesiminin oklüzal yüzden kavite tabanına doğru derinliği 4 mm'dir. Kavite tabanının mesio-distal genişliği hem molar hem premolar diş için 1,7 mm'dir. Oklüzal isthmusun bukkal-lingual genişliği ise molar dişte 4 mm, premolar dişte 3 mm'dir (Şekil 3.6).



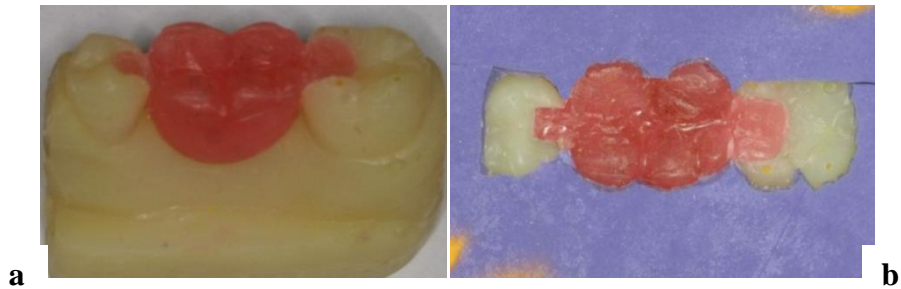
Şekil 3.6: Yardımcı proksimal kutusuz- slot şeklinde inley kesimi. a) bukkal yüz b) oklüzal yüz

İnley kaviteleri için açılan 4 model, elastomerik ölçü maddesi ile kopyalanarak ölçü içindeki negatif boşluğa mavi inley mumu döküldü. Elde edilen mum model manşete alındı ve daha sonra induksiyonlu döküm makinesi (Bego, Fornax 35M, Bremer-Germany) ile döküm işlemi yapıldı (Şekil 3.7). Metal olarak Wiron 99 (65% Ni; 22,5% Cr; 9,5% Mo; 1% Nb; 1% Si; 0,5% Fe; 0,5% Ce; max 0,02% C) kullanıldı. Elde edilen metal güdüklerdeki inley kavitelerin elastomerik ölçü maddesi ile pozitif elde edilerek kavite boyutları dijital kumpas ile kontrol edildi. Daha önce inley kavitelerin hazırlandığı modeller üzerinde test örneklerinin standardize edilebilmesi amacıyla pembe mumdan (Modelling Wax, Dentsply, England) gövde işlendi ve yine silikon ölçü maddesi ile örtülerek silikon kalıp hazırlandı (Şekil 3.8).



Şekil 3.7: Metal güdükler

4 gruptan da laboratuvar aşamalarında kullanılmak üzere alçı modeller elde edildi. Bunun için her bir alt gruba ait 8 örnek pembe mumdan elde edilen yuvalara yerleştirilerek tek aşamada ölçü alındı. Elde edilen ölçü negatiflerine sert alçı (BegoStone Plus, Bego, Germany) dökülerek alçı modeller oluşturuldu. Daha sonra çalışmada kullanılacak örneklerin yapım aşamasına geçildi. Köprü rneklerinin standart ölçülerde yapılabilmesi için silikon ölçü materyalleri ve bu silikon ölçülerden elde edilen indeks parçaları kullanıldı. Ayrıca tamamlanan inley köprüler dijital kumpas ile çeşitli yerlerinden ölçülerek kalınlıkları eşitlenmeye çalışıldı.



Şekil 3.8: a) rnek model, b) Silikon kalıp

### 3.2 Test Örneklerinin Hazırlanması:

#### 3.2.1 Polietilen Fiber Alt Yapılı Kompozit Örneklerin Hazırlanması:

İnley köprülerin yapımı için alçı modeller izolasyon likidi (Isokeramik, Coşkun Dental, Bursa, Türkiye) ile izole edildi. Bir kavitenin uzak duvarından diğer kavitenin uzak duvarına olan mesafeden biraz fazla olacak şekilde uygun uzunluktaki polietilen fiberler (Construct, Kerr Lab, USA) kesildi. Polietilen fiber uygulanmadan önce bonding ajanı (Futurabond, Voco, Germany) ile ıslatıldı. Daha sonra fiberin fazla sıvısı kurutma kâğıdı ile alındı. İzolasyonu yapılmış alçı model üzerine fiber gövdenin ortasından geçecek ve gövdenin dişetine bakan yüzeyine paralel olacak şekilde yerleştirildi (Şekil 3.9). Fiber, ışık şiddeti  $550\text{mW}/\text{cm}^2$  olan ışık (Optilight Digital, Gnatus) cihazı ile polimerize edildikten sonra altyapı üzerine, yığıma tekniği ile kompozit veneer işlendi (Şekil 3.10).



Şekil 3.9: Fiberin restorasyon içindeki pozisyonu

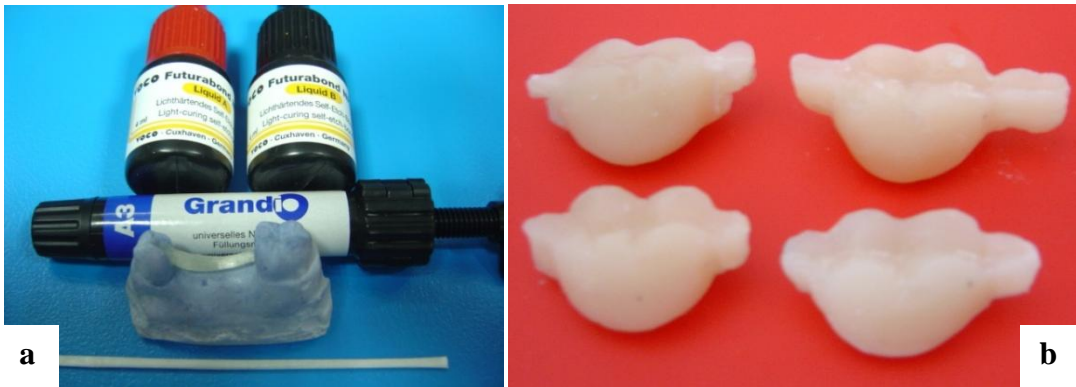


Şekil 3.10: a) Construct fiber altyapı ve kullanılan malzemeler, b) Construct-Grandio örnekler

### 3.2.2 Cam Fiber Alt Yapılı Kompozit Örneklerin Hazırlanması:

İnley köprülerin yapımı için alçı modeller izolasyon likidi ile izole edildi. Bir kavitenin uzak duvarından diğer kavitenin uzak duvarına olan mesafeden biraz fazla olacak şekilde uygun uzunluktaki cam fiber (Stick, StickTech, Turku, Finland) kesildi. 1 cm uzunluğundaki Stick fiber için 1 damla bonding ajanı (Futurabond, Voco, Germany) kullanılarak 2 dakika süreyle rengi tamamen transparant olana kadar doyuruldu. Doyurulan cam fiberler izolasyonu (Isokeramik izolasyon likidi) yapılan alçı modele ağız spatülü ile sertçe bastırılıp kavite tabanı ile sıkı bir teması olması sağlandı. Cam fiberin gövdenin ortasından geçmesine ve fiberin gövdenin dişetine bakan yüzeyine paralel olmasına dikkat edildi (Şekil 3.9).

İnce bir tabaka kompozit rezin marjnlere iyi bir oturma sağlamak için uygulandı, ancak fiberler kompozit ile kaplanmadı. Alçı model üzerindeki fiber, her bir kavite içerisinde kalan kısmı ve gövde bölümü olmak üzere ayrı ayrı 10 saniye süresince ışık cihazı ile polimerize edildi. İlk olarak kavite içinde ki kısımlar daha sonra da gövde olmak üzere 2'şer mm kalınlığında yığılan kompozitler (Grandio, Voco, Germany) 20 saniye süreyle ışık cihazı ile polimerize edildi. Restorasyon elde edildikten sonra kaviteye bakan kısımlar hariç tüm diğer yüzeylerin polisajı yapıldı (Şekil 3.11).



Şekil 3.11: a) Stick cam fiber altyapı ve kullanılan malzemeler, b) Hazırlanmış Stick-grandio örnekler

### 3.2.3 Zirkonyum Alt Yapılı Porselen Örneklerin Hazırlanması:

Altyapı modelajlarının hazırlanması için izolasyon likidi ile alçı modeller izole edildi. Kavite tabanı ve proksimal basamaklar ışıkla sertleşen kompozitle (Rigit, Zirkozahn, Bruneck, Italy) kaplandı. Gerekli düzeltme ve ilaveler yapıldıktan sonra 30 saniye ışıkla (Quick Curing Light, Zirkozahn, Bruneck, Italy) polimerize edildi. Ara gövde yapımı ışıkla sertleşen kaşık materyali (Vertex, Light Cure Tray Material, Heraeus-Kulzer, Hanau, Germany) şekillendirilerek tamamlandı ve akışkan yapıştırıcı (Glue, Zirkozahn, Bruneck, Italy) ile kavite modelajlarıyla birleştirildi (Şekil 3.12).



Şekil 3.12: Altyapının modelajı

Altyapı modelajları kopya-freze makinasının kazıma tablasının sağ bölmesine, sinterlenmemiş zirkon blok (ICE Transparan Zirkon Blanks, Zirkozahn, Bruneck, Italy) ise sol tarafa yerleştirildi. Manuel olarak tarama yapan stylus ucun hareketleri takip edilerek operatör tarafından freze işlemine tabi tutuldu (Şekil 3.13).

Altyapı modelajlarından %25 daha büyük hacimde elde edildi. Boyama işlemi için elde edilen altyapılar renk sıvısı içerisinde (Colouring Liquids, Zirkozahn, Bruneck, Italy) 15 dakika bekletilip, 45 dakika kurutulmak üzere kurutma lambası altına alındı. Sinterleme fırını



içerisine yerleştirilen altyapılar 1500°C’de 8 saat sinterlenerek, oluşan sinterlenme büzülmesini takiben (%25) hedef boyuta ulaşıldı. Üst yapı porseleni için firmanın önerdiği porselen (Solera, Zirkozahn, Bruneck, Italy) ile restorasyon tamamlandı (Şekil 3.14). Üst yapı porseleninin fırınlanmasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgeleri Tablo 3.3’te gösterildi.



Şekil 3.13: Altyapıların zirkon bloktan freze edilmesi



Şekil 3.14: a) Üst yapı porseleninin uygulanması, b) Hazırlanmış zirkonyum örnekler

Tablo 3.3: Üst yapı porseleninin fırınlanmasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgesi.

| Solera                  | Başlangıç Isısı | Dakikada Isı Artışı | Son Sıcaklık | Vakum Başlangıcı | Vakum Bitiş | Yüksek Isı Bekletme |
|-------------------------|-----------------|---------------------|--------------|------------------|-------------|---------------------|
| Liner                   | 450°C           | 45°C                | 800°C        | 500°C            | 798°C       | 30 Sn               |
| Dentin Fırınlaması      | 450°C           | 45°C                | 795°C        | 500°C            | 793°C       | 30 Sn               |
| Dentin-Mine Fırınlaması | 450°C           | 45°C                | 790°C        | 500°C            | 788°C       | 30 Sn               |
| Glazür Fırınlaması      | 450°C           | 45°C                | 780°C        | 500°C            | Yok         | 30 Sn               |

### 3.2.4 Metal Alt Yapılı Porselen Örneklerin Hazırlanması:

Alçı modellerde kavite yüzeylerine die spacer (Stumpfack, Coşkun Dental, Bursa, Türkiye) uygulandı. Daha sonra yığma metodu ile altyapı modelajları yapıldı. Revetmana (Ceravest, President Dental, Germany) alınan mum modelajların indüksiyon döküm cihazında (Rotax) dökümleri yapıldı. Tesfiyesi bitirilip hazırlanan metal altyapılar oksidasyon fırınlaması için seramik fırınına (Programat P10, Ivoclar, Germany) yerleştirildi. İki kez yapılan opaker uygulamasının ardından dentin ve mine seramikleri uygulandı. İkinci kez mine-dentin fırınlamasının ardından glazür uygulandı. (Şekil 3.15) Metal alt yapı porselen fırınlanmasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgeleri Tablo 3.4'te gösterildi.



Şekil 3.15: Metal alt yapı porselen örnekler

Tablo 3.4: Metal alt yapı porselen fırınlanmasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgesi.

| Noritake EX3                   | Başlangıç ısısı | Dakikada Isı artışı | Son Sıcaklık | Vakum başlangıcı  | Vakum Bitiş       | Yüksek ısı bekleme |
|--------------------------------|-----------------|---------------------|--------------|-------------------|-------------------|--------------------|
| <b>1.opak fırınlama</b>        | 400°C           | 74°C                | 965°C        | 600°C             | 965°C             | 1 dk.              |
| <b>2. opak fırınlama</b>       | 400°C           | 74°C                | 960°C        | 600°C             | 955°C             | 1 dk.              |
| <b>Dentin fırınlaması</b>      | 350°C           | 64°C                | 925°C        | 550°C             | 925°C             | Bekleme yok        |
| <b>Dentin-mine fırınlaması</b> | 350°C           | 64°C                | 910°C        | 550°C             | 910°C             | Bekleme yok        |
| <b>Glazür fırınlaması</b>      | 400°C           | 54°C                | 925°C        | Vakum uygulanmadı | Vakum uygulanmadı | 1 dk               |

### 3.3 Mekanik Direncin İncelenmesi:

Mekanik direnç incelenmeden önce inley köprüler, ilk olarak 37°C'lik su banyosunda (Grant Instruments, Cambridge, England) 1 hafta bekletildi. Daha sonra termal siklus cihazında test örneklerine 5°C/55°C'de 5000 termosiklus uygulandı (Şekil 3.16)



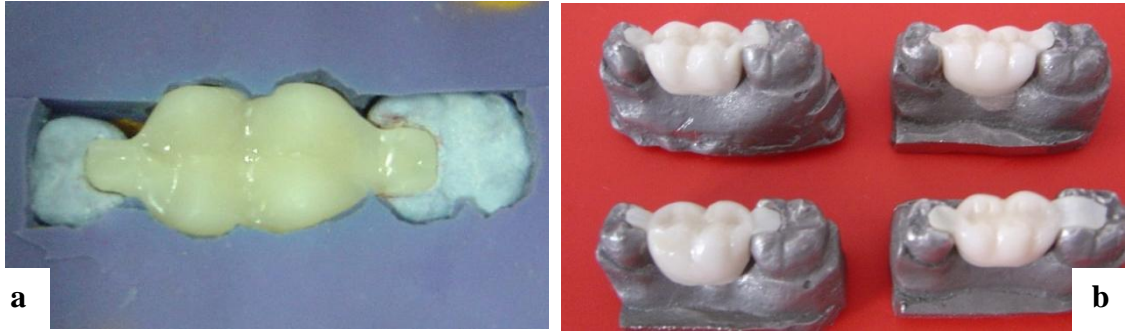
Şekil 3.16: a) 37°C' lik distile su banyosu, b) Termal siklus cihazı

Test için hazırlanmış ve termal siklus uygulanmış tüm örnekler Şekil 3.17’de toplu olarak gösterilmektedir.



Şekil 3.17: Test örneklerinin toplu halde görünümü

Silikon kalıpla boyutları kontrol edilen test örnekleri hazırlanan metal güdüklere kalsiyum hidroksit ile (Dycal, Dentsply, USA) simante edildi (Şekil 3.18). Maksimum 2000 N kadar kuvvet uygulayan Instron Universal test cihazı (Instron Corp, USA) ile örneklerin tümü kırılana kadar kuvvet uygulandı. Kırılma deneyinin uygulanabilmesi amacıyla metal güdükler Instron Universal test cihazının alt parçasına yerleştirildi (Şekil 3.19). Başlık hızı 1mm/dakika olarak ayarlandı. Kuvvetin uygulanması amacıyla cihazın hareketli üst parçasına yerleştirilen 5 mm çapındaki çelik bilye inley köprülerin oklüzal yüzünün ortasına gelecek şekilde yerleştirildi. Örneklere ilk kırılma oluşuncaya kadar sürekli artan bir şekilde çelik bilye ile kuvvet uygulandı. Elde edilen veriler Newton (N) cinsinden cihazın kendi yazılımına kaydedildi.



Şekil 3.18: a) Silikon kalıpla boyutları kontrol edilen test örnekleri, b) Test örneklerinin metal güdükler üzerine alınması



Şekil 3.19: Instron Universal Test Cihazının görünümü

### **3.4 Verilerin İstatiksel Olarak Değerlendirilmesi:**

Elde edilen verilerin istatiksel analizi SPSS 10.05 paket programı ile yapıldı. İstatiksel analizlerde ANOVA (tek yönlü); ortalamaların karşılaştırılmasında Duncan çoklu karşılaştırma testi uygulandı.

## 4 BULGULAR

### 4.1 Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi:

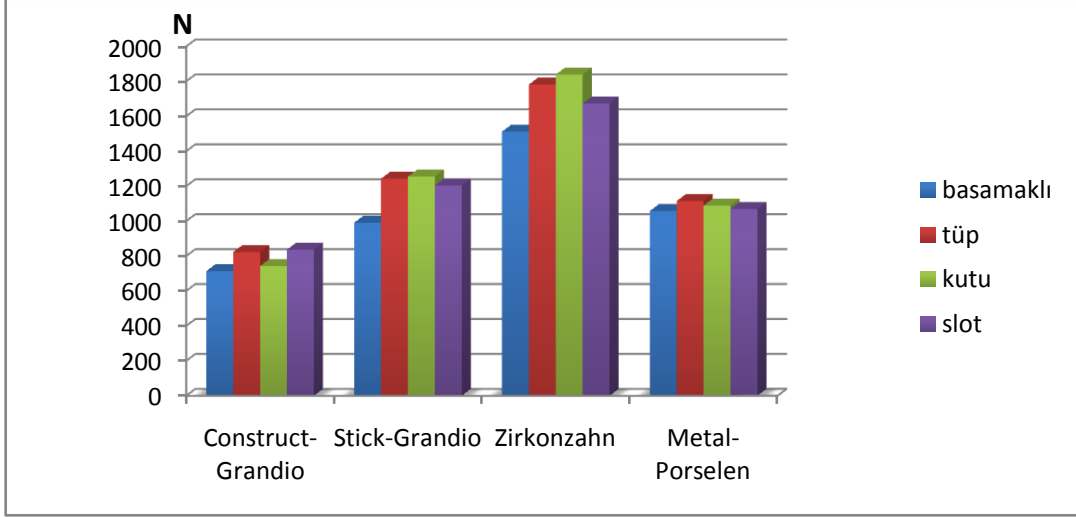
Örneklerin materyallere ve farklı diş preparasyonlarına göre kırılma direnci testi sonucunda elde edilen verilerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma sonuçları

Tablo 4.1’de verildi.

**Tablo 4.1: Örneklerin kırılma direnci testi sonucunda elde edilen verilerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma sonuçları**

| <b>MATERYAL</b>                             | <b>DİŞ KESİMİ</b> | <b>Grup</b> | <b>Min.</b> | <b>Maks.</b> | <b>Ort.</b> | <b>S.D.</b> |
|---|-------------------|-------------|-------------|--------------|-------------|-------------|
| <b>Polietilen fiber alt yapılı kompozit</b> | Basamaklı         | 1           | 652,00      | 774,00       | 714,0000    | 47,02583    |
|   | Tüp               | 2           | 714,00      | 1000,00      | 823,1250    | 98,32081    |
|   | Kutu              | 3           | 677,00      | 793,00       | 743,6250    | 51,14109    |
|   | Slot              | 4           | 728,00      | 937,00       | 837,0000    | 70,82776    |
| <b>Cam fiber alt yapılı kompozit</b>        | Basamaklı         | 5           | 803,00      | 1140,00      | 991,8750    | 111,31736   |
|   | Tüp               | 6           | 1082,00     | 1392,00      | 1243,6250   | 125,88423   |
|   | Kutu              | 7           | 1082,00     | 1367,00      | 1255,2500   | 102,84350   |
|   | Slot              | 8           | 993,00      | 1380,00      | 1204,3750   | 125,15469   |
| <b>Zirkonyum aly yapılı porselen</b>        | Basamaklı         | 9           | 1002,00     | 1990,00      | 1512,0000   | 348,03694   |
|   | Tüp               | 10          | 1448,00     | 1990,00      | 1782,5000   | 173,26858   |
|   | Kutu              | 11          | 1636,00     | 1990,00      | 1839,7500   | 139,76792   |
|   | Slot              | 12          | 1453,00     | 1990,00      | 1673,8750   | 186,63520   |
| <b>Metal alt yapılı porselen</b>            | Basamaklı         | 13          | 917,00      | 1210,00      | 1058,5000   | 106,86173   |
|   | Tüp               | 14          | 958,00      | 1243,00      | 1115,2500   | 95,36958    |
|   | Kutu              | 15          | 940,00      | 1211,00      | 1089,8750   | 101,70045   |
|   | Slot              | 16          | 913,00      | 1207,00      | 1070,8750   | 110,37525   |

Kırılma testi sonuçlarına ait değerlerin dağılımı Şekil 4.1’de verilmiştir. Ölçüm değerleri Newton (N) cinsinden hesaplandı.



Şekil 4.1: Örneklerin kırılma direncine ait değerlerinin dağılımı

Kırılma direncine ait varyans analiz sonuçları Tablo 4.2’de verildi. Varyans analiz tablosu incelendiğinde, tüm faktörlerin anlamlı olduğu ( $p < 0.001$ ) istatistiksel olarak tespit edildi. Duncan çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.3’de verildi.

Tablo 4.2: Kırılma direnci değerlerine ait varyans analiz tablosu

| Varyans kaynağı | Tip III kareler toplamı | S.D | Kareler Ortalaması | F      | P       |
|-----------------|-------------------------|-----|--------------------|--------|---------|
| Grup            | 15114607,375            | 15  | 1007640,492        | 49,984 | .000*** |
| Hata            | 2257844,500             | 112 | 20159,326          |        |         |
| Toplam          | 197027942,000           | 128 |                    |        |         |

\*\*\*;  $p < 0.001$



**Tablo 4.3: Kırma deneyine ait duncan testi sonuçları**Duncan <sup>a,b</sup>

| GRUP  | 1                    | 2                         | 3                         | 4                         | 5                     | 6                       | 7                       |
|-------|----------------------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|-----------------------|-------------------------|-------------------------|
| 1,00  | 714,000 <sup>a</sup> |                           |                           |                           |                       |                         |                         |
| 3,00  | 743,625 <sup>a</sup> |                           |                           |                           |                       |                         |                         |
| 2,00  | 823,125 <sup>a</sup> |                           |                           |                           |                       |                         |                         |
| 4,00  | 837,000 <sup>a</sup> |                           |                           |                           |                       |                         |                         |
| 5,00  |                      | 991,875 <sup>b</sup>      |                           |                           |                       |                         |                         |
| 13,00 |                      | 1058,500 <sup>b,c</sup>   | 1058,500 <sup>b,c</sup>   |                           |                       |                         |                         |
| 16,00 |                      | 1070,875 <sup>b,c</sup>   | 1070,875 <sup>b,c</sup>   |                           |                       |                         |                         |
| 15,00 |                      | 1089,875 <sup>b,c</sup>   | 1089,875 <sup>b,c</sup>   |                           |                       |                         |                         |
| 14,00 |                      | 1115,250 <sup>b,c,d</sup> | 1115,250 <sup>b,c,d</sup> | 1115,250 <sup>b,c,d</sup> |                       |                         |                         |
| 8,00  |                      |                           | 1204,375 <sup>c,d</sup>   | 1204,375 <sup>c,d</sup>   |                       |                         |                         |
| 6,00  |                      |                           |                           | 1243,625 <sup>d</sup>     |                       |                         |                         |
| 7,00  |                      |                           |                           | 1255,250 <sup>d</sup>     |                       |                         |                         |
| 9,00  |                      |                           |                           |                           | 1512,000 <sup>e</sup> |                         |                         |
| 12,00 |                      |                           |                           |                           |                       | 1673,875 <sup>f</sup>   |                         |
| 10,00 |                      |                           |                           |                           |                       | 1782,500 <sup>f,g</sup> | 1782,500 <sup>f,g</sup> |
| 11,00 |                      |                           |                           |                           |                       |                         | 1839,750 <sup>g</sup>   |

Aynı harfle gösterilen ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizdir.

#### 4.1.1 Polietilen Fiber Alt yapılı Örneklerle Ait Bulgular:

En yüksek kırılma direnci yardımcı proksimal kutusuz-slot inley kesiminde (837,0 N) görülmüştür. Bunu sırasıyla yardımcı proksimal kutusuz-tüp inley kesimi (823,125 N), yardımcı proksimal kutusuz-kutu inley kesimi (743,625 N) ve yardımcı proksimal kutulu inley kesimi (714,0 N) takip etmektedir. Bu gruplar arasında ki fark istatistiksel olarak

önemsizdir. Ancak materyaller kendi aralarına karşılaştırıldığında polietilen fiberle güçlendirilmiş kompozit grubu diğer tüm materyal gruplarından anlamlı şekilde düşük çıkmıştır ( $p < 0.001$ ).

#### **4.1.2 Cam Fiber Alt yapılı Örnekler Ait Bulgular:**

En yüksek kırılma direnci yardımcı proksimal kutusuz-kutu inley kesiminde (1255,250 N) görülmüştür. Sırasıyla yardımcı proksimal kutusuz-tüp inley kesimi (1243,625 N), yardımcı proksimal kutusuz-slot inley kesimi (1204,375 N) ve yardımcı proksimal kutulu inley kesimi (991,875 N) takip etmektedir. Yardımcı proksimal kutulu inley kesimi ve diğer gruplar arasında ki fark istatistiksel olarak önemlidir ( $p < 0.001$ ). Yardımcı proksimal kutulu inley kesimi yapılan fiberle güçlendirilmiş kompozit örnekler ve metal alt yapılı porselen örnekler arasında ki fark istatistiksel olarak yoktur.

#### **4.1.3 Zirkonyum Alt yapılı Örnekler Ait Bulgular:**

En yüksek kırılma direnci yardımcı proksimal kutusuz-kutu inley kesiminde (1839,750 N) görülmüştür. Sırasıyla yardımcı proksimal kutusuz-tüp inley kesimi (1782,50 N), yardımcı proksimal kutusuz-slot inley kesimi (1673,875 N) ve yardımcı proksimal kutulu inley kesimi (1512,0 N) takip etmektedir. Yardımcı proksimal kutulu inley kesimi ve diğer gruplar arasında ki fark istatistiksel olarak önemlidir. Yardımcı proksimal kutusuz-tüp inley kesimi ile yardımcı proksimal kutusuz-slot inley kesimi arasında ki fark istatistiksel olarak önemsizdir. Ayrıca yardımcı proksimal kutusuz-kutu inley kesimi ile yardımcı proksimal kutusuz-tüp inley kesimi arasında ki fark da istatistiksel olarak önemsizdir. Ancak materyaller kendi aralarında karşılaştırıldığında zirkonyum alt yapılı tüm gruplar diğer materyallere ait gruplardan istatistiksel olarak yüksektir ( $p < 0.001$ ).

#### 4.1.4 Metal Alt Yapılı Örneklerle Ait Bulgular:

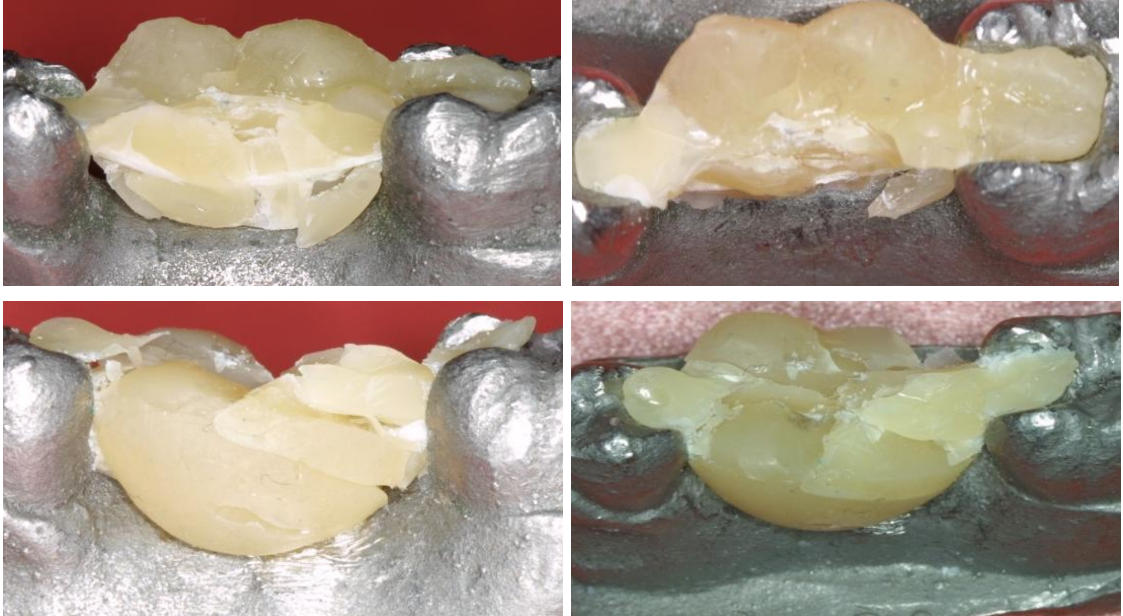
En yüksek kırılma direnci yardımcı proksimal kutusuz-tüp inley kesiminde (1115,25 N) görülmüştür. Sırasıyla yardımcı proksimal kutusuz-kutu inley kesimi (1089,875 N), yardımcı proksimal kutusuz-slot inley kesimi (1070,875 N) ve yardımcı proksimal kutulu inley kesimi (1058,50 N) takip etmektedir. Bu gruplar arasında ki fark istatistiksel olarak önemsizdir.

#### 4.2 Kırılma Tipleri:

Örnekler kırılma tiplerine ve kırık hattının lokalizasyonuna göre incelendi.

##### 4.2.1 Polietilen Fiber Alt yapıli Kompozit Örneklerde Kırılma:

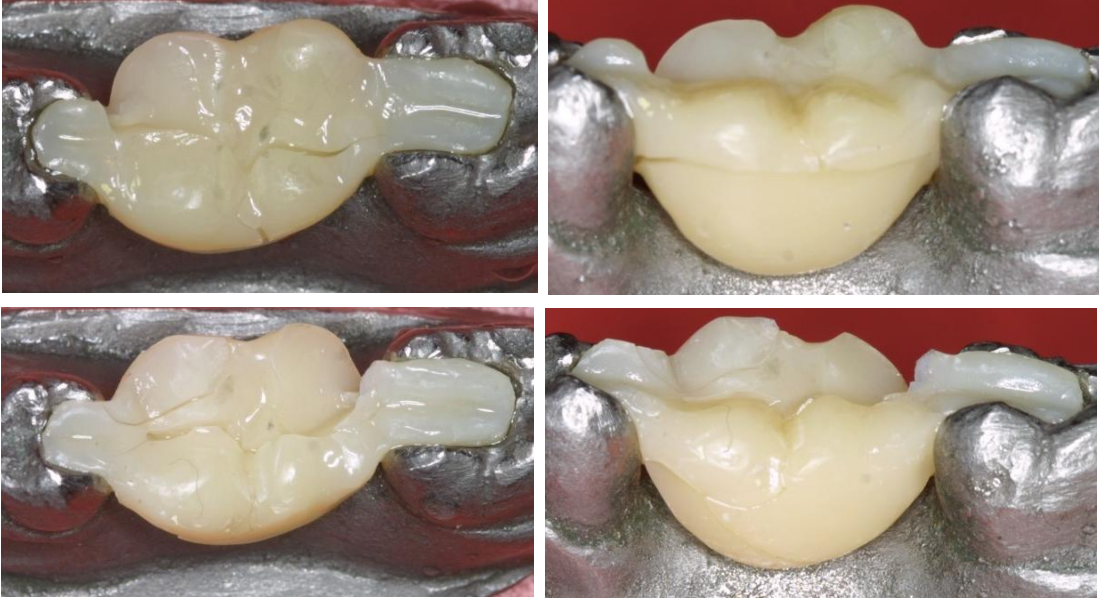
Kırma testi sonrası polietilen fiber alt yapıli kompozit örneklerde kırık hattı mesio-distal yönde uzanırken, kompozit yapıda büyük kopmalar meydana geldi (Şekil 4.2).



Şekil 4.2: Polietilen fiber alt yapıli kompozit örneklerde kırılma tipi

#### 4.2.2 Cam Fiber Alt Yapılı Kompozit Örneklerde Kırılma:

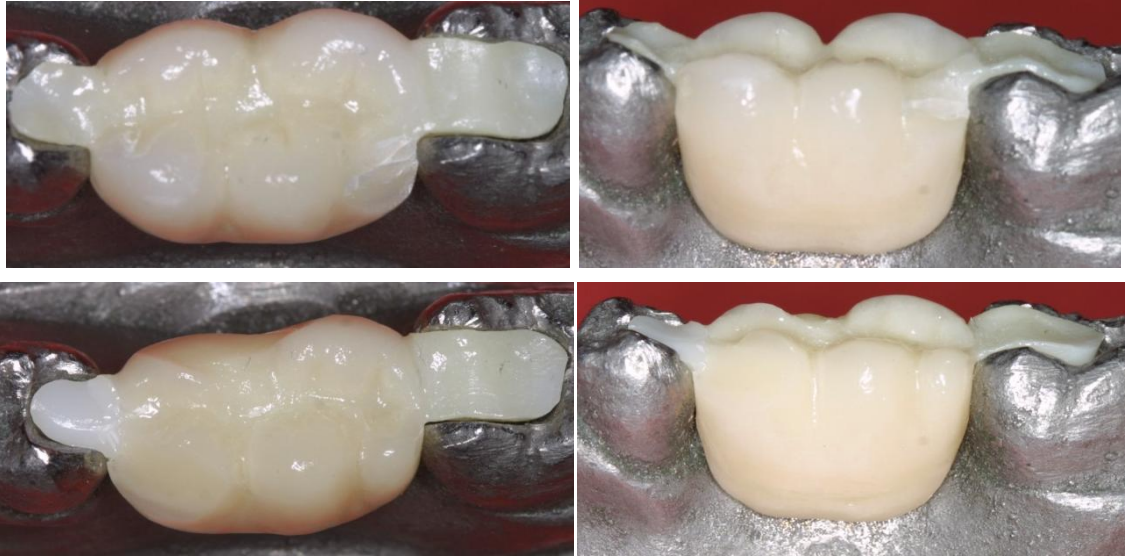
Kırma testi sonrası cam fiber alt yapılı kompozit örneklerde genelde gövdede kırık meydana geldi. Kırık hattı mesio-distal yönde uzanırken kompozit yapıda büyük kopmalar oluşmadı (Şekil 4.3).



Şekil 4.3: Cam fiber alt yapılı kompozit örneklerde kırılma tipi

#### 4.2.3 Zirkonyum Alt Yapılı Porselen Örneklerde Kırılma:

Kırma testi sonrası zirkonyum alt yapılı porselen örneklerde genelde kor yapısını içermeyen üst yapı porseleni kırılması (Şekil 4.4) gözlenirken mesial konnektör bölgesinden kor yapısı kırığı da gözlemlendi (Şekil 4.5).



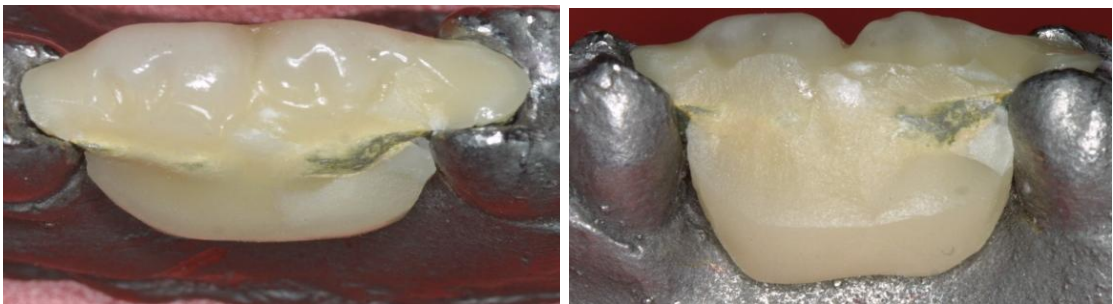
Şekil 4.4: Zirkonyum alt yapıli porselen örneklerde kırılma tipi



Şekil 4.5: Zirkonyum alt yapıli porselen örneklerde oluşan alt yapı kırılma tipi.

#### 4.2.4 Metal Destekli Porselen Örneklerde Kırılma:

Kırma testi sonrası metal destekli seramik örneklerde metal altyapıyı içermeyen üst yapı porseleni kırıkları gözlemlendi (Şekil 4.6).



Şekil 4.6: Metal destekli porselen örneklerde kırılma tipi

## 5 TARTIŞMA

Tek diş eksikliklerinin geleneksel köprülerle restorasyonları sırasında yüksek oranda diş dokusu kaybı ve dişetinde biten restorasyon sınırları nedeniyle periodontal ve pulpal birçok sorun ortaya çıkabilir. Diş dokularında ki fazla madde kaybı, dişlerin yapısal bütünlüğünün korunması ilkesine ters düşmektedir. İstenmeyen bu kayıpları önlemek amacıyla daha konservatif yaklaşımlar içine girilmiştir. Diş hekimleri köprü protezlerinin yapımında destek dişlerin korunabilmesi amacıyla 1950'li yıllardan beri kuron içi tutucularla ilgilenmişlerdir.<sup>5</sup>

1986 yılında resin simanlarla birlikte kullanılan metal destekli porselen köprüler kullanılmaya başlanmıştır. Ancak metal rezin bağlantısının zayıf olması nedeniyle inley desteklerin belirli bir giriş yoluna sahip olması, aksiyel duvarların paralel olması ve preparasyonun mine sınırlarında bitirilmesi gerektiği vurgulanmıştır.<sup>127</sup>

Stokholm ve Isidor<sup>128</sup> 1996 yılında yaptıkları bir çalışmada 39 hastada 51 adet metal destekli porselen kullanarak inley köprü yapmışlardır. 4 köprü gövdesinin porseleninde kırık gözlemlerken, 2 köprü hariç hiçbirisinde retansiyon kaybı olmadığını bildirmişlerdir.

Edelhoff ve arkadaşları<sup>18</sup> 2001 yılında yaptıkları çalışmada, 11 tanesi IPS Empress 2 tam seramik, 12 tanesi de Targis/Vectris FRC kullanılarak yapılan inley köprüleri klinik olarak takip etmişler, 9 ay sonunda inley köprüler de ki başarısızlık oranını %10 olarak saptamışlardır.

Monaco ve arkadaşları<sup>17</sup> 2003 yılında yaptıkları çalışmada 41 adet cam fiberle güçlendirilmiş inley köprüleri 12 ile 48 ay arasında değişen sürelerde klinik olarak değerlendirmişlerdir. Altyapının paralel fiber demetlerinden oluşturulduğu grupta başarı oranı % 84 iken, altyapının paralel ve örgü fiberlerin modifikasyonu ile yapılan anatomik şekilde

oluşturulduğu inley köprülerde ise başarı oranı % 95 olmuştur. Anatomik şekilde ki altyapı dizaynında veneer maddesi olarak kullanılan kompozitte kırılma daha az görülmüştür. Ancak yazarlar FRC lerin tamirini sadece küçük bir hasar varsa önermektedirler.

Vallittu<sup>129</sup> 2004 yılında yaptığı bir çalışmada, cam fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kullanarak uyguladığı adeziv köprüleri ortalama olarak 42 ay boyunca gözlemlemiş, ağızda kalma sürelerini 63 ay sonra %75 olarak bulmuştur. 29 adet adeziv köprülerden ikisinde rezin altyapı materyali kırığı oluşurken, üçünde de desimantasyon olmuştur. Oluşan kırık ve desimantasyon giderildikten sonra fonksiyonel ağızda kalma süresini %93 olarak bulmuştur. 5 yıllık bir klinik takip çalışmasında mandibular ve molar diş eksikliklerini gidermek için inley destekli, kuron destekli ve her iki destek tipinin kombinasyonu şeklinde planlanan restorasyonlar Stick ve Everstick fiber sistemleri ile güçlendirilerek uygulanmıştır. Yapılan çalışmada toplam 29 adet fiber ile güçlendirilmiş kompozit restorasyon hazırlanmış ve 60 ay süre ile klinik takibi yapılmıştır. Takip periyodu sonrasında tüm fiberle güçlendirilen restorasyonların ağızda kalabilme oranı % 75 olarak tespit edilmiştir. 29 altyapıdan ikisinde tamir edilemez kırık, üçünde siman başarısızlığı ile birlikte tamir edilebilir kırıklar meydana gelmiştir. Siman başarısızlığı görülen altyapılar başarı ile tamir edilerek tekrar simante edilmiş ve fiber ile güçlendirilmiş restorasyonların ağızda kalabilme oranı % 93'e yükseltmiştir.

Göhring ve Ross<sup>130</sup> 2005 yılında yaptıkları bir çalışmada 36 hastaya 53 adet cam fiberle güçlendirilmiş inley köprü uygulayıp 5 yıl boyunca klinik olarak takip etmişlerdir. Destek dişlere okluzo-servikal ile bucco-oral uzunluğu 4mm ve mesio-distal derinliği servikal bölgede ki preparasyonun bitim yerinde 1,2 mm, preparasyon eğimi ise 4° olan slot inley kaviteler açmışlardır. 5 yıl sonunda veneer materyalinin kırılmasını içine almadan başarı oranını %73, desimantasyonu içine almadan ise başarı oranı %97 olarak bulunmuştur.

Gelecekteki çalışmalarda veneer materyalinin kırılmasını önlemek için ise altyapı materyalini ve dizaynının geliştirilmesini önermişlerdir.

Adeziv sistemlerde ki tüm gelişmelere rağmen yapılan çalışmalar metal ve rezin siman bağlantısının yeterince iyi olmadığını ortaya koymaktadır.<sup>131,132</sup> Bu nedenle bu çalışmada, posterior diş eksikliklerini gidermek için, destek dişlerden daha az madde kaybı yapacak metal desteksiz inley köprü sistemlerinin, metal destekli sistemlere göre kırılma dirençlerini belirlenmesi amaçlandı.

Tam seramik kuron restorasyonların yapımı için diş dokusunun yaklaşık % 63–73 oranında prepare edilmesi gerekir.<sup>7</sup> Bu nedenle tek diş eksikliklerinde hastalar implant tedavisini kabul etmiyor ise ya da cerrahi uygulamalar için kontrendike bir durum varsa kalan diş dokularını korumak için geleneksel köprüler yerine inley köprüleri tercih etmek daha akıllıca olacaktır. Yapılan birçok in vivo çalışmada inley köprülerin yeterli klinik başarıyı gösterdiği görülmüştür.<sup>17,18,128-130</sup>

Wolfart ve arkadaşları<sup>133</sup> IPS e.max kullanılarak yaptıkları 81 geleneksel köprü ile 45 inley köprüyü klinik olarak takip etmişler, geleneksel köprüler için 48 ay olan takip süresinde % 100 başarı oranı gözlemlerken, ortalama takip süresi 37 ay olan inley köprüler için başarı oranını % 87 olarak ifade etmişlerdir.

Genellikle inley köprüler premolar veya molar tek diş eksikliklerinde ve dişsiz boşluk 15 mm'yi geçmiyorsa kullanılırlar.<sup>134</sup> Ancak inley köprülerin molar bölgede uzun yıllar klinik kullanımları için ne kadar bir kırılma direnci göstermesi gerektiğini tahmin etmek biraz zordur. Maksimum ısırma kuvvetleri 216 N ile 847 N arasında değişirken en yüksek ısırma kuvvetinin 1.molar dişte olduğu bilinmektedir.<sup>135-137</sup> Eğer posterior bölgede inley köprü



yapılacaksa, inley köprünün yaklaşık 500 N olan çiğneme kuvvetlerini karşılayabilmesi gerekir.<sup>138</sup>

Mandibular birinci molar dişler erken sürmeleri ve çiğneme kuvvetinin en yoğun olduğu bölgede olmaları nedeniyle kayıplarına en sık rastlanan dişler olarak karşımıza çıkar.<sup>139,140</sup> Bu nedenlerle bu çalışmada mandibular birinci molar dişin eksikliğinde yapılacak inley köprüler test edilmiştir. Mandibular ikinci premolar ve ikinci molar dişler destek olarak alınmış, alt birinci molar dişin mesiodistal genişliğine karşılık 11 mm boşluk bırakılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre polietilen fiber alt yapılı örnekler hariç diğer materyallerden hazırlanan örnekler literatürde kabul edilen 847 N'luk çiğneme kuvvetinin üzerinde bulunmuştur.

Kuronların mekanik direncini inceleyen daha önceki çalışmalarda doğal dişler, çelik alaşım güdükler, pirinç alaşım güdükler ve akrilik resin güdükler ile bar şeklinde ki örnekler kullanılmıştır. Bar şeklindeki örneklerle hazırlanan direnç testleri bazı çelişkiler taşımaktadır. Zira barın kalınlığı değiştiğinde elde edilen direnç de değişmektedir.<sup>141</sup> Bu çalışmada Kern ve arkadaşları'nın<sup>142</sup> tarif ettiği gibi çeşitli anatomik formlarda olan dişleri standardize etmek için birbirlerinin aynısı olan metal modeller kullanılmıştır.

Kelly<sup>143</sup> tam seramiklerin dentin tarafından desteklendiğini ve dentinin elastik katsayısının seramiklerin direncini etkilediğini belirtmektedir. Dentinin yapısına benzemeyen güdüklerin kullanımının klinik durumu sergilemeyeceğini açıklamaktadır. Restorasyonun metal destekler üzerine oturtulması, kırılma direncini doğal dişlerin destek olarak kullanılmasına göre artırabilir.<sup>144</sup>

İn vitro çalışmalarda kullanılan doğal dişlerin boyutlarında ve mekanik özelliklerinde geniş farklılıklar olması, pulpa ve dentin arası mesafenin standardize edilememesi doğal diş kullanımlarının dezavantajlarını oluşturmaktadır.<sup>145</sup> Bununla beraber insan dişlerini aynı

preparasyon boyutuyla hazırlamak oldukça güçtür. Çünkü her bir dişin farklı boyut, mineralizasyon ve morfolojik özellikleri vardır. Her dişin farklı olan boyutunu standardize etmek çok güç olsa bile aynı boyutta diş seçimi yapmakta sorunu çözmeye yardımcı olmaz, pulpa ile dentin arasında ki mesafeyi standardize etmek mümkün değildir. Her bir dişin hatta aynı arkta ki komşu dişlerin bile mineralizasyonu farklı olabilmektedir. Bu nedenlerden dolayı bu çalışmada standardizasyonun sağlanması için metal güdükler kullanıldı.

Bir başka çalışmada ise destek materyali olarak Co-Cr-Mo alaşımı kullanıldığı zaman tam seramik kuronların kırılma direnci ortalama 1838 N bulunmasına karşın, insan dişi kullanıldığı zaman bu sonuç ortalama 888 N olmuştur.<sup>145</sup> Ancak bu çalışmaların sonuçları ile inley köprülerin kırılma dirençlerini karşılaştırmak tam doğru olmayabilir çünkü bir tam kuronun abutment materyali ile inley tutucular tamamen farklı karakterdedir.

Bu çalışmada metal modellerin sertliğine bağlı olarak inley köprülerin kırılma dirençlerinde bir miktar artmanın olması muhtemeldir. Kırılma sonuçlarını bu bilgiler ışığında değerlendirmek gerekir. Ayrıca çiğneme kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü ağız içinde çok değişkenlik arz edebilir.<sup>146</sup> Ancak bu çalışmada dişler ağız içindeki pozisyonlarında konumlandırılarak çiğneme kuvvetlerinin yönünün en iyi şekilde taklit edilmesi sağlanmıştır.

Değişik inley köprü sistemlerinin kırılma dirençlerinin incelendiği çalışmalarda seramik ve fiberle güçlendirilen köprü sistemlerinin test işlemleri sırasında doğal dişler<sup>19,134,147-150</sup> ve metal alaşım güdüklerin<sup>151-155</sup> kullanıldığını görmek mümkündür. Ancak materyallerin birbirleri ile kıyaslandığı bu çalışmada özellikle farklı inley preparasyonların standardize edilmesi amacıyla Kılıçarslan ve arkadaşları'nın<sup>155</sup> yaptıklarına benzer metal modeller kullanılmıştır.

Materyallerin kırılma direnci kendilerini destekleyen altyapılar kadar yapıştırma simanının özelliklerine restorasyonun incelik ve kalınlığına ve preparasyon dizaynına da bağlıdır.<sup>85,156</sup> Yapıştırma simanı ile güdük materyalinin elastik modülü tam seramik kuronların kırılma direncini etkilemektedir.<sup>157</sup> Bu etkileşimi en aza indirmek için bu çalışmada rezin siman yerine kalsiyum hidroksit ile simantasyon yapıldı.

Bu konuda ki çalışmalar incelendiğinde örneklerin standardizasyonu için çeşitli yaklaşımların uygulandığı görülmektedir. Ancak inley köprü örneklerin hazırlanmasında standardizasyondan hiç bahsetmeyen araştırmacılar da vardır.<sup>19,149,155</sup> Tam seramik örneklerin standardizasyonu için dijital kumpas, bilgisayar destekli dizayn (CAD) ve polisiloksan anahtarlar kullanan araştırmacılar vardır.<sup>134, 148,150,151,153</sup>

Waki ve arkadaşları<sup>152</sup> inley köprü içerisinde farklı fiber pozisyonlarının kırılma direncine etkisine baktıkları çalışmada, fiberlerin farklı pozisyonları için silikon kalıplar kullanmışlar ve ayrıca veneer kompoziti ile altyapılar kaplanırken yine silikon kalıplar kullanmışlardır.

Xie ve arkadaşları<sup>147</sup> inley köprü içerisinde farklı fiber dizaynlarının kırılma direncine etkisine baktıkları çalışmada polieter ölçü maddesinden yaptıkları kalıpları standardizasyon için kullanarak eşit boyutlarda gövde yapmışlardır.

Bu çalışmada ise fiberle güçlendirilen kompozit inley köprülerin standart boyutlarda hazırlanması amacıyla silikon kalıplar kullanıldı ve eşit boyutlarda gövdeler hazırlandı. Metal destekli porselen örnekler hazırlanırken altyapıların standardizasyonu için dublike edilen standart gövde modelajları kullanıldı. Zirkonyum altyapılar freze edilmeden önce hazırlanan ön kompozit altyapılar yine silikon kalıplar ile dublike edildi. Hem metal destekli porselen

örneklerin hem de zirkonyum altyapılı seramik örneklerin üst yapıları hazırlanırken veneer porselenlerin freze edilerek standart hale getirilmesine çalışıldı.

Seramiklerin ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin öncül yüklemelerden, termal değişimlerden ve aynı zamanda suda bekletme işlemlerinden etkilendiği bilinmektedir. Dental materyallerin mekanik özelliklerinin değerlendirilebilmesi için yapılan laboratuvar çalışmalarında termal siklus uygulaması klinik şartları taklit etmede restorasyonun ağızda bulunduğu süre içerisinde ki maruz kaldığı ısı değişikliklerini yansıtması açısından önemli bir metottur.<sup>158</sup>

İnley köprülerin kırılma dirençlerinin incelendiği çalışmalarda ise farklı uygulamaların olduğu görülmektedir. Bazı araştırmacılar herhangi bir termal siklus işlemi uygulamamışken,<sup>134,150,152,154,155</sup> bazı araştırmacılar ise 37° C'lik su banyosunda örnekleri beklettikten sonra 5° C ve 55° C derecelik distile suda 6000 termal siklus işlemi uygulamışlardır.<sup>147-149,153</sup> Ohlmann ve arkadaşları<sup>151</sup> 6,5° C ile 60° C arasında 10000 termal siklus işlemi uygulamışlardır. Dyer ve arkadaşları<sup>159</sup> 37° C lik su banyosunda örnekleri 1 hafta beklettikten sonra 5° C ve 55° C derecelik distile suda 5000 termal siklus işlemi uygularken örneklerin banyolarda kalış sürelerini belirtmeyip banyolar arası geçiş süresini ise 10 saniye olarak belirtmiştir.

Gale ve Darwell<sup>160</sup> çalışmalarında 5° C ve 55° C derecelik 5000 termal siklusun yaklaşık 1 yıllık in vivo fonksiyonu yansıttığını belirtmişlerdir. Termal-siklus sırasında doldurucu ve matriks yapı arasında ki mikro çatlaklar etkilenir ve yüzeydeki stresler artar, veneer materyalinin yapıdan ayrılmasını sağlayabilir.

Bütün bu bilgilerin ışığında bu çalışmada; kırılma direncinin tespitinde klinik durumun mümkün olduğunca yansıtılabilmesi amacıyla 37° C lik su banyosunda örneklerin 1 hafta

bekletilmesini takiben 5°C ve 55° C derecelik distile suda 5000 termal siklus işlemi uygulandı.

Kırılma direnç testleri bükülme testleri gibi standart bir test yöntemi olmayıp uygulanan kuvvetin yönü, uygulanan kuvvetin lokalizasyonu, yükleme ucunun çapı, periyodik ön yükleme gibi pek çok faktör bu testin sonuçlarını etkiler.<sup>161,162</sup> Yükleme hızı arttıkça mikro çatlakların büyümesi için yeterli zaman olmayacağından örneklerin direnci hatalı veriler elde edilmesine neden olacaktır. Yükleme hızının artmasına paralel olarak örneklerin kırılma direnci de artacaktır.<sup>162</sup> Bu nedenle yükleme hızının düşük olması gerekmektedir. Genellikle araştırmacılar yükleme hızını 1 mm/dakika olarak uygulamışlardır.<sup>134,149,150,152-155</sup> ISO hızı  $1\pm 0,5$  mm/dakika olarak belirtmiştir.

Bu çalışmada mikro çatlakların büyümesi ve yeterli zaman kazanılması için yükleme hızı 1 mm/dakika olarak uygulandı.

İnley köprü örneklerinin mekanik test işlemlerinde gövdenin oklüzal yüzünden temas noktasından 5 mm çelik bilye kullanılmıştır. Kırılma testi sırasında hazırlanan düzenek ile çelik bilyenin çigneme kuvvetleri yönünü taklit etmesi için inley köprü gövdesi ile arasında 20°'lik açı olması sağlandı.<sup>125</sup>

Diş preparasyonu yaparken göz önünde bulundurulması gereken faktörlerden biriside pulpadır. Pulpa odası, dişin aproksimal veya vestibüler yüzlerinden birisi üzerindeki izdüşümü incelenirse genç bir insanda yaklaşık olarak yüzeyin 1/9 unu doldurduğu görülür. Ancak pulpa odasının hayat boyunca yapılmakta olan sekonder dentin nedeni ile devamlı daralmakta ve de şekil değiştirmekte olduğunu da unutmamak gerekir. Pulpa şekil bakımından ana çizgileri ile gençlerde dişin dış görünümünü taklit eder.<sup>163</sup>

Mandibuler 2. premolar dişin kuron boyunun ortalama 8 mm, mandibuler 2.molar dişin kuron boyunun ortalama 8 mm olduğu bilinmektedir.<sup>126</sup> Ayrıca mine ve dentin kalınlıkları üst dişler için daha büyük ortalama olup, erkeklerde yine bu kalınlıklar daha fazladır.<sup>164</sup> Diş preparasyonları pulpaya zarar vermeyecek güvenli bir mesafede bırakılmalıdır. Mesio-distal yönde uzun ve okluzal yüzden kavite tabanına doğru geniş kavitelerin açılmasından kaçınmak gerekir. Bu çalışmada açılan kavitelerin boyutları pulpaya zarar vermeyecek güvenli bir mesafede sonlandırıldı.

Bazı araştırmacılar ampirik olarak farklı inley preparasyon dizaynını tavsiye etmesine karşın bunların doğruluğu in vivo ve in vitro deneylerle kontrol eden çalışma mevcut değildir.<sup>61,165</sup> Bu çalışmanın bir amacı da aynı materyallerden yapılmış inley köprüler için hangi preparasyon dizaynının ideal olduğunu bulmaktır.

Song ve arkadaşları'nın<sup>134</sup> inley köprülerde molar ve premolar diş eksikliklerinde farklı preparasyon dizaynlarının ve gövde mesafesinin kırılma direncine etkisini araştırdığı bir çalışmada, fiberle güçlendirilmiş kompozit olan Targis-Vectris sistemi ile üretilen yardımcı proksimal basamaklı ve tüp şeklindeki iki farklı preparasyon dizaynı karşılaştırmışlardır. Premolar diş eksikliğine karşılık 7 mm gövde mesafesi bırakılan ve destek dişlerde tüp şeklinde preparasyon yapılan grubun kırılma direnci 1368 N, yardımcı proksimal basamaklı preparasyonu bulunan grubun kırılma direnci ise 1779 N olarak bulunmuştur. Molar diş eksikliğine karşılık 11 mm gövde mesafesi bırakılan ve destek dişlerde tüp şeklinde preparasyon yapılan grubun kırılma dayanımı 885 N, yardımcı proksimal basamaklı şekilde preparasyona sahip grubun kırılma direnci ise 1336 N olarak gerçekleşmiştir. Çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde gövde mesafesi artıka kırılma direncinin azaldığı ve yardımcı proksimal basamaklı preparasyon dizaynına sahip örneklerin kırılma dirençlerinin daha yüksek olduğu görülmüştür. Kırık tipleri incelendiğinde tüm örneklerde fiber altyapıyı

içermeyen gövde kırığı meydana gelmiştir. Yardımcı proksimal basamaklı şekilde kavitelere sahip örneklerde restorasyonların dış yüzeyi ile bağlantısında ayrılma olmazken tüp şeklinde kavitelere sahip örneklerin yarısında restorasyonun dış yüzeyinden ayrıldığı tespit edilmiştir.

Bu çalışmada ise tüp şeklindeki preparasyon grubunun, yardımcı proksimal basamağa sahip örneklerden daha yüksek kırılma direnci göstermesinin nedenini okluzo-gingival mesafenin 1.5 mm yerine 2.5 mm hazırlanmış olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Örneklerin bu çalışmada Song ve arkadaşlarının<sup>134</sup> hazırladığı örneklerden daha düşük dirençte çıkmasının nedenini ise, bu araştırmacıların ısı, ışık ve basınç altında polimerize olan FRC kullanmalarından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Özcan ve arkadaşları<sup>148</sup> yaptıkları çalışmada 3 farklı boyuttaki kutu şeklinde preparasyon dizaynı uygulanmış inley köprülerin kırılma direncini karşılaştırmışlardır. İnley köprülerdeki temel başarısızlığın veneer kompozitinde ki kırılmalardan kaynaklandığını ve konnektör bölgelerin genelde sağlam kalarak kırıkların mesiodistal yönde uzandığını bildirmişlerdir. Preparasyon miktarı arttıkça direncin de arttığı gözlemlenmiştir. Konnektör sahalarındaki küçük miktarda ki kompozit rezin, inley köprünün kırılma direncinin azalmasına neden olur ve de veneer kompoziti inceyse fiber altyapıya kuvvetin iletilmesi daha çok olur. Bu çalışmada da fiberle güçlendirilmiş kompozit örnekler genelde mesiodistal yönde kırıklar sergilemişlerdir. Fiberler kompozitin restorasyonun bünyesinden ayrılmasını önlemiştir. Yine aynı şekilde bu çalışmada da preparasyon derinliğinin az olduğu yardımcı proksimal kutulu kavite dizaynında kırılma direncinin azaldığı görülmüştür.

Ellakwa ve arkadaşları<sup>37</sup> yaptıkları çalışmada gövde bölgesindeki farklı fiber altyapı dizaynları ve fiber pozisyonlarının, restorasyonun dayanıklılığı için çok önemli olduğunu

göstermişlerdir. Bu çalışmada fiberler Ellakwa ve arkadaşları'nın yaptıkları gibi gövdenin en alt noktasına ve gövdenin dişeti konturu ile paralel seyredecek şekilde yerleştirilmiştir.

Fiber miktarının hacimsel olarak veneer kompozitine oranı artırılırsa dayanıklılığı da önemli oranda artar<sup>52</sup>.

Monaco ve arkadaşları<sup>166</sup> fiberle güçlendirilmiş kompozit kullanarak yaptıkları in vivo çalışmada restorasyonların başarısı için altyapı dizaynının ve kavite preparasyonunun öneminden bahsetmişlerdir. Metal altyapıda olduğu gibi fiber altyapının da bukkal ve lingual bölgede ki veneer materyalini desteklemesi gerektiğini bildirmişlerdir. Anatomik şekilde ki gövde altyapısının oklüzal yüklemelere daha uygun olduğunu bildirmişlerdir.

Benzer bir uygulamada Freilich ve arkadaşları<sup>23</sup> tarafından yapılmıştır. Yaptıkları in vivo çalışmada 3 yıl takip sonucunda, fiber altyapının hacmini artırarak yaptıkları restorasyonların başarı oranı %95 iken, paralel fiber uyguladıkları restorasyonların başarı oranı % 62 olmuştur.

Fiberle güçlendirilmiş kompozit köprülerin sonlu elemanlar stres analiziyle incelendiği bir çalışmada farklı pozisyonlarda cam fiberler kullanılmıştır. En çok gerilim konnektör sahaların alt kısımlarında oluşmuştur. Köprü gövdesi en alt kısmından fiberle güçlendirilirse gövdenin oklüzalinde ki kompozit yapıda oluşan stres düşmektedir. Ancak gövdenin üst kısmına yerleştirilen fiberler gövdeyi güçlendirmede aynı etkiyi göstermemektedir.<sup>56</sup>

Bu çalışmada da köprüler gövdenin alt kısmından güçlendirilmiştir. Hem Stick hem de Construct fiberin kullanıldığı örneklerde okluzo-gingival yönde derin preparasyona sahip örnekler yüksek kırılma direnci değeri vermişlerdir. Bunun muhtemel nedeni de en çok gerilimin gözlemlendiği konnektör sahaların alt kısımlarının ince bırakılmamasıdır.



Waki ve arkadaşları<sup>152</sup> inley köprülerde fiberin restorasyon içinde ki pozisyonu ile ilgili yaptıkları bir çalışmada altyapının hazırlanması esnasında gövdenin en alt kısmını takip edecek biçimde kavisli yerleştirilen fibere sahip restorasyonların en yüksek kırılma direncini verdiği (943 N) görülmüştür. Bu tasarımı sırasıyla gövde içine bir fiberin düz yerleştirildiği (799 N), daha sonra ise gövde içine iki fiberin düz yerleştirildiği (679 N) altyapı tasarımları izlemiştir. Araştırmacılar fiberin stresin en yoğun olduğu gövdenin gingival yüzüne uygun yerleştirilmesi gerektiğini bildirirken, çift kat fiber uygulamasının düşük direnç göstermesinin nedenini ise veneer kompoziti için yeterli yer olmamasıyla açıklamaktadırlar. En çok kırılmanın görüldüğü yer, gövde ile destek diş arasında ki konnektör sahalar olmuştur. Bu çalışmada da fiberler gövdeyi takip edecek şekilde kavisli yerleştirilmişlerdir. FRC örneklerde kırıkların lokalizasyonu konnektör sahalardan başlayıp gövdeyi de içine alacak şekildedir. Bu çalışmada FRC inley köprülerin kırılma direnci ile Waki ve arkadaşları'nın<sup>152</sup> buldukları sonuçlar ile benzerlik göstermektedir.

İnley köprülerde farklı restoratif materyallerin ve destek dişlerdeki preparasyon dizaynlarının sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelendiği bir çalışmada stres oluşumu zirkonyum altyapılı seramikler ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlerde benzer çıkmıştır. Ancak zirkonyum altyapılı seramiklerde daha fazla stres yoğunlaşması görülmüştür. En çok gerilimin yoğunlaştığı bölge gövdenin dişetine yakın kısmı ve konnektör alanlar olmuştur. İkiyüzlü kavite dizaynı incelendiğinde ilginç bir şekilde okluzal taban streslerden etkilenmezken tüm preparasyonlarda distal bağlantının aksiyel duvarlarında yoğun stres birikimi görülmüştür. Özellikle premolar dişte kaviteyi mesiodistal yönde uzatmanın stresi karşılması açısından pek bir yararı olmadığı görülmüştür. Distal bağlantıda mesial bağlantıya göre daha yüksek stresler oluşmuştur. Restorasyonların en zayıf noktası interproksimal kontak noktalarıdır.<sup>167</sup>

Bu çalışmada da tüp şeklinde kavite dizaynı mesio-distal yönde en uzun kavite dizaynı olmasına karşın test edilen dört materyal grubu içerisinde de, diğer (D-M) slot ve kutu şeklinde kavite dizaynlarından istatistiksel olarak bir üstünlüğü görülmemiştir. Oklüzogingival yönde uzun ama mesio-distal yönde kısa bir kavite dizaynına sahip olmasına karşın slot preparasyona sahip inley köprüler yeterli direnci göstermişlerdir. Yardımcı proksimal basamaklı yani DO-MO kavite türleri tüm materyal gruplarında en düşük değeri vermişlerdir. Yardımcı proksimal basamaklı kavitelere göre, tüp şeklindeki kavite dizaynının daha yüksek kırılma direnci göstermesinin nedeni mesiodistal yönde uzunluğun yanı sıra okluzal derinliğinde fazla olmasıyla açıklanabilir. Bu çalışmada pulpa sağlığı açısından en iyi seçenek olan slot kavite türleri yeterli direnci göstermişlerdir. Mekanik direncin yanı sıra, pulpa sağlığını korumak restorasyonların uzun dönem başarısında önemli bir rol oynayacaktır. Bu çalışmada da interproksimal kontak noktalarının desteklendiği slot kavite dizaynına sahip örneklerde, daha konservatif diş preparasyonu yapılmasına karşın yeterli kırılma direnci göstermişlerdir.

Magne ve arkadaşları<sup>167</sup> diş kesimi açısından üç yüzlü (MOD-DOM), iki yüzlü (DO-MO) ve tek yüzlü (D-M) preparasyon dizaynlarının stres karşılması açısından farkları olmadığını ortaya koymuşlardır. Bu çalışmada da iki yüzlü preparasyon dizaynları, diğer kavite dizaynları kadar yüksek kırılma direnci gösterdiler. Inley köprülerde diş dokusunu korumak ve pulpa iritasyonunu minimuma indirmek amacıyla kavite türleri mesio-distal yönde geniş kavite tasarımları, pulpayı korumakla birlikte yeterli mekanik direnci de sağlamaktadırlar.

Fiberle güçlendirilmiş kompozit kullanılarak yapılan inley köprülerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelendiği bir başka çalışmada da en fazla stres birikimi köprünün molar bağlantısında oluşmuş ve destek dişlerde en yoğun stres oluşumu inley kavite türleri yardımcı proksimal kutularında ki servikal marjinlerde gözlenmiştir. Servikal marjinde ki bu stres oluşumu özellikle restorasyon dentinde sonlanıyorsa, zamanla restorasyonun kenar

uyumunun kaybolmasıyla sonuçlanabilir. Bu nedenle yardımcı proksimal kutunun dişetine doğru hazırlanabildiği kadar derin hazırlanması ve minede sonlanması önerilmektedir. Bu sayede konnektör sahaların güçlendirilmesi mümkün olur.<sup>57</sup> Bu çalışmada inley kavitelerinin çok büyük olmamasına karşın dişetine doğru uzun hazırlanan slot dizayna sahip örnekler, tüm materyal grupları içerisinde yardımcı proksimal basamağa sahip örneklerden yüksek dirençte çıkmışlardır.

İnley köprü yapımında seçilecek materyalin mekanik özellikleri önemlidir. Metal inley köprüler klinik olarak başarılı olmasına karşın doğal diş rengini değiştirmeleri ve inley metal tutucuların görünmesi nedeniyle estetik özellikleri çok düşüktür.<sup>168,169</sup> İnley köprüler bu nedenle genellikle metal destekli porselenler, tam seramikler veya fiberle güçlendirilmiş kompozitlerden yapılıp hem ön hem de arka grup dişlerin restorasyonunda geleneksel köprülere iyi birer alternatif oluşturmaktadırlar.<sup>18,170-172</sup> Bu çalışmada metal destekli porselenlerin kullanılmasının nedeni bu materyallerin yüksek klinik başarı geçmişine ve mekanik dirence sahip olmalarıdır.<sup>1</sup> Bu nedenle metal desteksiz inley köprülerin kırılma dirençlerinin, metal destekli porselenlerle kıyaslanması klinik başarıları hakkında değerlendirmelerinin daha kolay olmasını sağlamaktadır.

Sabit restorasyonların yapımında tam seramiklerin kullanılması son 10 yıl içerisinde giderek yaygınlaşmaktadır. İlk Feldspatik krunun 1886 da simante edilmesinden sonra gelişen teknolojiyle birlikte materyallerin endikasyon alanları da artmıştır.<sup>86</sup> Özellikle yitrium oksitle stabilize edilmiş zirkonyanın (Y-TZP) CAD/CAM tekniği ile kullanılması ve bu materyallerin yüksek mekanik özellikler sergilemesi tam seramiklerin endikasyon sahası içine posterior bölgede kullanılan inley köprülerin de girmesine neden olmuştur. Bu çalışmada kullanılan üç metal desteksiz sistemden biri olan ZirkonZahn sistemi yitrium oksitle stabilize edilmiş zirkonyum blokları kullanan analog-kopya freze sistemidir.

Zirkonyum alt yapılı restorasyonların hazır bloklar kullanılarak aşındırma tekniği ile elde edilmesi klasik yöntemlerdeki revetmana alma ve döküm aşamalarında meydana gelebilecek olan termal ve mekanik değişimlerin etkisini ortadan kaldırmaktadır.

Son yıllarda ise fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin kuvvet karşısında hemen kırılmayıp bir miktar esneme göstermesinden yararlanmak isteyip tam seramiklerle birlikte aynı restorasyonun içinde beraber kullanan araştırmacılar vardır.<sup>173</sup>

Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin inley köprü yapımında kullanıldığını belirten birçok in vivo ve in vitro çalışma vardır.<sup>130,149,152,153,166</sup> Ancak bazı araştırmacılar FRC'nin daimi restorasyonunda kullanılmalarına stabil olmayan estetikleri,<sup>174,175</sup> aşınma oranlarının yüksek oluşu<sup>176</sup> ve fiberlerin açığa çıkma ihtimaliyle oluşacak muhtemel bir plak akümüasyonu<sup>174</sup> nedeniyle sıcak bakmamaktadırlar. FRC restorasyonlarının bu dezavantajlarına rağmen basit laboratuvar uygulamaları gerektirmesi, kolay tamir edilebilmeleri, ucuz olmaları, geliştirilen renk stabiliteyi,<sup>177</sup> geliştirilen aşınma<sup>178</sup> ve kırılma dirençleri<sup>162</sup> ile tercih edilmektedirler.

Bir başka metal desteksiz alternatif ise tam seramikler olup onlarda kırılma dirençleri nedeniyle<sup>179</sup> inley köprü yapımında tercih edilmemişlerdir. Posterior bölgede ki çiğneme kuvvetleri, endikasyonlarını sınırlamıştır.<sup>18</sup> Y-TZP seramiklerin gelişimleriyle beraber inley köprülerin posterior bölgede kullanımları artmaya başlamıştır.

Wolfart ve arkadaşları<sup>154</sup> lityum disilikat ve zirkonyum altyapılı tam seramik inley köprülerin kırılma dirençlerini inceledikleri çalışmalarında maksiller molar diş eksikliğinde restorasyonların yapımında kullanılan IPS e.max Press sistemi ile Cercon sistemlerini karşılaştırmışlardır. İki farklı konnektör boyutunda hazırlanan örnekler rezin siman ile metal dişlere simante edildikten sonra yapay yaslandırma işleminin ardından kırılma testi

uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçları incelendiğinde 3x3 mm. konnektör boyutuna sahip gruplarda kırılma dayanımı lityum disilikat altyapılı örneklerde 960 N, zirkon altyapılı örneklerde 3120 N iken, 4x4 konnektör boyutuna sahip gruplarda kırılma dayanımı lityum disilikat altyapılı örneklerde 1316 N, zirkon altyapılı örneklerde 3180 N olarak kaydedilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızla karşılaştırıldığında kırılma dirençleri oldukça yüksek çıkmıştır. Aradaki farklılık Wolfart ve arkadaşları'nın<sup>154</sup> örneklerin simantasyonunda rezin siman kullanmasına ve CAD/CAM sistemle hazırlanmış (Cercon) zirkonyum alt yapılar kullanmasıyla açıklanabilir.

Kolbeck ve arkadaşları<sup>149</sup> inley köprülerde 4 farklı fiberle güçlendirilmiş kompozit ve bir tam seramik sisteminin kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Kutu şeklinde prepare edilmiş 10 mm gövde mesafeli inley köprülerin termalsiklus sonrası kırılma dirençlerini incelemiştir. Fibrekor-Conquest Sculpture (Jenerik Pentron) için 368 N, Connect-Bellaglass (SDS Belle) için 898 N, Targis/Vectris için 732 N, Everstick(Stick Tech)-Sinfony (3M Espe) için 634 N, tam seramik IPS Empress 2 için 520 N olarak tespit edilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızla kıyaslandığında oldukça düşük çıkmıştır. Bunun nedeni olarak Kolbeck ve arkadaşları'nın<sup>149</sup> metal güdükler yerine doğal dişler kullanmasından kaynaklandığı söylenebilir.

Bindl ve arkadaşları<sup>150</sup> Cerec 3 sistem kullanarak hazırladıkları slot kavitelere sahip inley köprülerin kırılma dirençlerini karşılaştırmışlardır. Materyal olarak sanidine ile güçlendirilmiş felspatik seramik, lösit ile güçlendirilmiş cam seramik, zirkonyum oksitle güçlendirilmiş cam seramik, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik ve mikrofil ile hibrit dolduruculu iki kompozit kullanmışlardır. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik inley köprüler ortalama 1557 N, mikrofil kompozitlerden hazırlanan inley köprüler

ise ortalama 1512 N 'luk bir direnç göstermişlerdir ve klinik kullanım için tavsiye edilmişlerdir.

Ohlmann ve arkadaşları<sup>151</sup> zirkonyum altyapılı seromer ve tam seramik restorasyonların farklı gövde mesafesine sahip inley köprülerin kırılma dirençlerini incelemişlerdir. Çalışmada zirkonyum altyapıya sahip örneklerin yarısında seromer materyali olan Artglass kullanılmış diğer yarısı ise flora apatit cam seramik yapısında üst yapı seramik materyali kullanılarak tamamlanmıştır. Premolar ve molar diş eksikliğinde iki farklı gövde mesafesi ile yapılan restorasyonlar termodinamik yaşlandırma işleminin ardından kırma testi uygulanarak kırılma dirençleri ve kırık tipleri incelenmiştir. Zirkonyum altyapılı Artglass restorasyonlar 531 N ile 728 N arasında kırılma dayanımı gösterirken, zirkonyum altyapılı tam seramik restorasyonlar 1276 N ile 1413 N arasında kırılma dayanımı göstermiştir. Gövde mesafesinin premolar dişlerin mesio-distal genişliğinden daha fazla olmasının, kırılma direncini önemli ölçüde düşürdüğünü tespit etmişlerdir. Artglass ile restore edilen zirkonya altyapılı restorasyonların kırılma dirençlerini tam seramik zirkonyum altyapılı gruplardan düşük bulunduğu ve sonuçlar arasındaki farklılığın Artglass seromer materyalinin zirkonyum altyapıya bağlantısının zayıf olmasından kaynaklandığı rapor edilmiştir. Aynı çalışmada kırık tipleri incelendiğinde Artglass ile restore edilen gruplarda zirkonya altyapı kırığı gözlenmemiş, çoğunlukla gövdede üst yapı materyali kırığı meydana gelmiştir. Zirkonya altyapılı tam seramik örneklerde altyapıyı da içeren konnektör ve gövde kırıkları tespit edilmiştir. Bu çalışmada da zirkonyum alt yapılar üzerine venner materyali olarak porselen kullanılmıştır ve Ohlmann ve arkadaşları'nın<sup>151</sup> çalışmasıyla benzer kırılma direnci göstermişlerdir.

Kılıçarslan ve arkadaşları<sup>155</sup> yaptıkları çalışmada tek diş eksikliklerinde geleneksel köprüler ile inley köprülerin kırılma dirençlerini karşılaştırmışlardır. Metal destekli seramiklerin kontrol grubu olarak kullanıldığı çalışmada lityumdisilikat ve zirkonyum

altyapılı restorasyonlar kullanılmıştır. Aralarında 10 mm gövde mesafesi bulunan standart metal modellerin kullanıldığı çalışmada konnektör boyutları 4x4 mm olarak hazırlanmıştır. Kırılma dirençleri geleneksel metal-seramik köprü örnekler için 1318 N, metal seramik inley köprü örnekler için 958 N, zirkonyum altyapılı (Cercon) inley köprü örnekler için 1247 N ve lityumdisilikat altyapılı inley köprü (Empress 2) örnekler için 303 N bulunmuştur. Bu çalışmada hem metal destekli porselen örnekler hem de zirkonyum alt yapıları örnekler için benzer sonuçlar çıkmıştır.

Bu çalışmada en yüksek kırılma direnci ortalamasını Zirkozahn sistemi ile restore edilen örnekler (1702,03 N) göstermiştir. Zirkonyum örneklerin en yüksek kırılma direncine sahip olmasının nedeni Yttrium ile oda sıcaklığında tetragonel fazda stabilize edilebilmesidir. Güçlü bir altyapı oluşturmalarının yanı sıra hala mekanizması izah edilememesine rağmen üst yapı porseleniyle mükemmel bağlantıları yüksek direnç değerlerini açıklamaktadır. Diğer çalışmalara oranla bu çalışmada daha yüksek direnç değerleri çıkması çalışmada metal güdüklerin kullanılması ile açıklanabilir.

Zirkozahn ile hazırlanan örnekleri sırasıyla 1173,78 N ile Stick cam fiberle güçlendirilmiş kompozit örnekler, 1083,62 N ile metal destekli porselen örnekler, 779,44 N ile de construct-grandio örnekler izlemektedir.

Stick cam fiberle güçlendirilmiş kompozit örnekler metal destekli porselen örneklerden daha yüksek kırılma direnci ortalaması (1173,78 N) göstermiştir. Laboratuvar kullanımına uygun olan Stick fiberin üstün fiziksel özelliklerinin yanı sıra kırılma direncinin yüksek çıkmasının bir başka nedeni ise, doldurucu hacmi %71.4 ve doldurucu ağırlığı ise %87 olan nanohibrit kompozit (Grandio) ile birlikte kullanılması olabilir. Aynı zamanda kompozit rezinler porselenlere göre daha esnek yapıda materyallerdir. Kuvvet karşısında hemen

kırılmayıp, bir miktar esnedikten sonra kırılma gerçekleşmiştir. Bu nedenlerden dolayı cam fiberle güçlendirilmiş örnekler metal destekli porselenlerden daha yüksek kırılma direnci değerine ulaşmışlardır.

Test edilen restoratif materyaller arasında en düşük değeri polietilen fiberle güçlendirilmiş örnekler sergilemişlerdir. Dört grubunda aralarında ki fark istatistiksel olarak önemlidir ( $p < 0.001$ ). En düşük değere sahip polietilen inley köprüler, molar diş eksikliği gibi uzun gövdeye sahip restorasyonlar için yeterli direnci gösterememişlerdir.



## 6 SONUÇ

Dört farklı preparasyon dizaynı ve dört farklı sistemle hazırlanan inley köprülerin kırılma dirençlerinin in vitro olarak değerlendirildiği bu çalışmada sonuçlar şöyle bulunmuştur.

1- Farklı preparasyon şekillerine ve farklı materyallere göre hazırlanan tüm inley köprü grupları posterior bölgede restorasyonların başarısı için gereken 500 N'un üzerinde kırılma direnci göstermişlerdir.

2- Construct fiber altyapılı inley köprüler tüm gruplar içerisinde en düşük kırılma direnci değerlerini göstermişlerdir. Construct-Grandio hariç diğer gruplar kırılma direnci açısından literatürde kabul edilen en yüksek çiğneme kuvveti (847 N) değerlerinin üzerinde bulunmuştur.

3- Kırılma direnci açısından en yüksek değer Zirkonzahn grubuna ait örneklerden elde edilmiştir. Bunu sırasıyla Stick-grandio, metal destekli porselen ve Construct-Grandio grupları izlemiştir. Tüm materyal gruplarına ait kırılma direnç değerleri arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0.001$ ).

4- Tüm materyal grupları içerisinde en düşük kırılma direncine sahip diş preparasyon şekline sahip örnekler yardımcı proksimal kutulu (MO-DO) inley kesimlerdir. İnley kavitelerin oklüzo-gingival uzunluklarının artması direnci de artırmaktadır. Ancak inley kavitelerin mesio-distal uzunluğunun artması direnci artırmamaktadır.

5- Farklı diş preparasyonu şekilleri düşük kırılma direncine sahip bir materyali, daha yüksek kırılma direncine sahip bir materyalin direnç değerlerine istatistiksel olarak anlamlı bir biçimde taşımaktadır.

## 7 KAYNAKLAR

1. Rosentiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. The C. V. Mosby Company 2001:643-672, 697-706
2. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. Int J Periodontics Restorative Dent 2002;22:241-249.
3. Shillenburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. Quintessence Publishing Co, 1997:26-47.
4. McCabe JF. Applied dental materials. Blackwell Scientific Publications, 1990:184-216.
5. Principles of cavity preparation in crown and bridge prosthesis 3.The inlay abutment. JADA 1950;41:541.
6. Johnston JF, Phillips RW, Dykema RW. Modern practice in crown and bridge prosthodontics. 3rd Edition. W.B. Saunders Company, 1971;170-175.
7. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. J Prosthet Dent 2002;87:503-509.
8. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Goldberg AJ. Fiber-reinforced composites in clinical dentistry. Chicago: Quintessence 2000:8-69
9. Crispin BJ. Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals. Quintessence Publishing Co 1994:297-299.
10. Cronin RJ, Cagna DR. An update on fixed prosthodontics. J Am Dent Assoc 1997;128:425-436.
11. Pospiech P, Rammelsberg P, Unsold F. A new design for all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. Quintessence Int 1996;27:753-758.

12. Chow TW, Chung RW, Chu FC, Newsome PR. Tooth preparations designed for posterior resin-bonded fixed partial dentures: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2002;88:561-564.
13. El-Mowafy OM. Posterior resin-bonded fixed partial denture with a modified retentive design: a clinical report. *J Prosthet Dent* 1998;80:9-11.
14. Lutz F, Gohring TN. Fiber-reinforced inlay fixed partial dentures: maximum preservation of dental hard tissue. *J Esthet Dent* 2000;12:164-171.
15. McDonald RE, Avery DR. *Dentistry for the child and adolescent*. St Louis: Elsevier 1999;7. basım:543-565.
16. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler. *Ank Üni Yay* 2004:135-148.
17. Monaco C, Ferrari M, Miceli GP, Scotti R. Clinical evaluation of fiber-reinforced composite inlay FPDs. *Int J Prosthodont* 2003;16:319-325.
18. Edelhoff D, Spiekermann H, Yildirim M. Metal-free inlay-retained fixed partial dentures. *Quintessence Int* 2001;32:269-281.
19. Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, Schneider-Feyrer S, Handel G. In-vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced adhesive fixed partial inlay dentures. *J Dent* 1999;27:163-168.
20. El-Mowafy O, Rubo MH. Retention of a posterior resin-bonded fixed partial denture with a modified design: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2000;13:425-431.
21. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Yang MC, Lee RB. Fracture resistance of all-ceramic and metal-ceramic inlays. *Int J Prosthodont* 2001;14:109-114.
22. Etemadi S, Smales RJ, Drummond PW, Goodhart JR. Assessment of tooth preparation designs for posterior resin-bonded porcelain restorations. *J Oral Rehabil* 1999;26:691-697.

23. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg AJ. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *J Am Dent Assoc* 2002;133:1524-1534.
24. Zammarieh E. Three unit metal-free inlay bridge. *J Dent Technol* 2000;17:21-25.
25. Baydaş S. Kuron-köprü protezleri. *Atatürk Üni Yay* 2005:173-175.
26. Tylman SD. Theory and practise of crown and fixed partial prosthodontics (bridge). The C. V. Mosby Company 1970:265-284.
27. Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent* 2001;3:45-64.
28. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. Quintessence Publishing Co Inc;2nd edition:287-302.
29. Dayangaç BG. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara: Günes Kitabevi, 2000:1-20.
30. Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. *J Dent* 2000;28:509-514.
31. Malquarti G, Berruet RG, Bois D. Prosthetic use of carbon fibre-reinforced epoxy resin for aesthetic crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1990;63:251-257.
32. Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater* 1992;8:197-202.
33. Goehring TN, Peters OA, Lutz F. Marginal adaptation of inlay-retained adhesive fixed partial dentures after mechanical and thermal stress: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2001;86:81-92.

34. Garoushi S, Vallittu PK. Chairside fabricated fiber-reinforced composite fixed partial denture. *Libyan J Med* 2006;AOP:061206:1-4.
35. Vallittu PK, Sevelius C. Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a clinical study. *J Prosthet Dent* 2000;84:413-418.
36. Garoushi S, Vallittu PK. Fiber-reinforced composites in fixed partial dentures. *Libyan J Med* 2006;AOP:060802:1-6.
37. Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of Different Techniques of Laboratory Construction on the Fracture Resistance of Fiber-Reinforced Composite (FRC) Bridges. *J Contemp Dent Pract* 2004;5:1-13.
38. Stiesch-Scholz M, Schulz K, Borchers L. In vitro fracture resistance of four-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures. *Dent Mater* 2006;22:374-381.
39. Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fibre position on the flexural properties and strain energy of a fibre-reinforced composite. *J Oral Rehabil* 2003;30:679-682.
40. Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. *J Prosthodont* 1996;5:270-276.
41. Isadorf F, Odman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 1996;9:131-136.
42. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: A confocal microscopic study. *J Prosthet Dent* 2001;85:284-291.
43. Sirimai S, Riis DN, Margeno SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture resistance of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent* 1999;81:262-269.

44. Ladizesky NH, Ho CF, Chow TW. Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers. *J Prosthet Dent* 1992;68:934-939.
45. Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *J Prosthet Dent* 2002;88:485-490.
46. Simidt A. Esthetic provisional replacement of a single anterior tooth during the implant healing phase: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2002;87:598-602.
47. Ramos VJr, Runyan DA, Christensen L. The effect of plasma-treated polyethylene fiber on the fracture strength of polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent* 1996;76:94-96.
48. Ladizesky NH, Cheng YY, Chow TW, Ward IM. Acrylic resin reinforced with chopped high performance polyethylene fiber-properties and denture construction. *Dent Mater* 1993;9:128-135.
49. Vallittu PK. Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in dental polymer fiber composites. *J Prosthodont* 1998;7:170-176.
50. Cal NE, Hersek N, Sahin E. Water sorption and dimensional changes of denture base polymer reinforced with glass fibers in continuous unidirectional and woven form. *Int J Prosthodont* 2000;13:487-493.
51. Waltimo T, Taner J, Vallittu PK, Haapasalo M. Adherence of candida albicans to the surface of methacrylate glass fiber composite used in dentures. *Int J Prosthodont* 1999;12:83-86.
52. Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. *Dent Update* 2003;30:300-306.

53. Belvedere PC. Single-sitting, fiber-reinforced fixed bridges for the missing lateral or central incisors in adolescent patients. *Dent Clin North Am* 1998;42:665-682.
54. DeBoer J, Vermilyea SG, Brady RE. The effect of carbon fiber orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins. *J Prosthet Dent* 1984;51:119-121.
55. Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater* 2004;20:947-955.
56. Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Takano N et al. Finite element analysis of fiber-reinforced fixed partial dentures. *Dent Mater* 2005;24:275-279.
57. Rappelli G, Scalise L, Procaccini M, Tomasini EP. Stress distribution in fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2005;93:425-432.
58. Vallittu PK. Effect of 180-week water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont* 2000;13:334-339.
59. Freilich MA, Meiers JC. Fiber-reinforced composite prostheses. *Dent Clin North Am* 2004;48:545-562.
60. Eminkahyagil N, Erkut S. An innovative approach to chairside provisional replacement of an extracted anterior tooth: use of fiber-reinforced ribbon-composites and a natural tooth. *J Prosthodont* 2006;15:316-320.
61. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *J Prosthet Dent* 1998;80:311-318.

62. VanWijnen P. A modified technique for direct, fibre-reinforced, resin-bonded bridges: clinical case reports. *J Can Dent Assoc* 2000;66:367-371.
63. Park SH. Comparison of degree of conversion for light-cured and additionally heat-cured composites. *J Prosthet Dent* 1996;76:613-618.
64. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. Saunders-an imprint of Elsevier 2003;11. baskı,21 bölüm:655-719.
65. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. *Ank Üni Diş Hek Fak Yay* 1993:355-390.
66. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997;128:297-307.
67. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 2007;51:713-727.
68. Qualtrough AJ, Piddock V. Ceramics update. *J Dent* 1997;25:91-95.
69. Yen TW, Blackman RB, Baez RJ. Effect of acid etching on the flexural strength of a feldspathic porcelain and a castable glass ceramic. *J Prosthet Dent* 1993;70:224-233.
70. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83:396-401.
71. Chung K, Duh J. Properties of glass--ceramic materials for fixed partial denture construction. *J Oral Rehabil* 1996;23:590-598.
72. Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cum Üni Diş Hek Fak Derg* 2002;52:97-102.
73. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am* 1992;36:765-782.



74. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2003;89:374-380.
75. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* 2000;13:468-472.
76. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92:557-562.
77. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004;48:531-544.
78. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17:469-475.
79. Denry IL, Rosenstiel SF, Holloway JA, Niemiec MS. Enhanced chemical strengthening of feldspathic dental porcelain. *J Dent Res* 1993;72:1429-1433.
80. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg* 2000;10:79-88.
81. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000;28:529-535.
82. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont* 1996;9:434-439.
83. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996;76:140-144.
84. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992;67:859-865.

85. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1994;7:329-338.
86. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75:18-32.
87. Wohlwend A, Strub JR, Scharer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont* 1989;2:13-26.
88. Williamson RT, Kovarik RE, Mitchell RJ. Effects of grinding, polishing, and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic porcelain. *Int J Prosthodont* 1996;9:30-37.
89. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2005;26:507-527.
90. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002;88:10-15.
91. Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent* 2000;84:506-513.
92. Palin W, Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Update* 2005;32:566-572.
93. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent* 1991;1:150-154.
94. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002;88:4-9.

95. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc* 2004;135:11-16.
96. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: State of the art. *J Am Dent Assoc* 2001;132:1301-1303
97. Martin N, Jedyakiewicz NM. Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review. *Dent Mater* 1999;15:54-61.
98. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137:14-21.
99. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35:819-826.
100. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24:299-307.
101. Tinschert J, Natt G, Mohrbotter N, Spiekermann H, Schulze KA. Lifetime of alumina- and zirconia ceramics used for crown and bridge restorations. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007;80:317-321.
102. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137:1289-1296.
103. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1999;82:468-475.
104. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005;32:180-187.

105. Andersson M, Razzoog ME, Oden A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int* 1998;29:285-296.
106. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 1998;80:450-456.
107. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 2000;84:419-424.
108. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998;80:394-404.
109. Hager B, Oden A, Andersson B, Andersson L. Procera AllCeram laminates: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2001;85:231-232.
110. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont* 2005;14:39-45.
111. Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006;137 Suppl:7S-13S.
112. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137 Suppl:22S-31S.
113. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002;46:405-426, viii.
114. Mormann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. *Quintessence Int* 1996;27:821-828.
115. Mormann WH, Schug J. Grinding precision and accuracy of fit of CEREC 2 CAD-CIM inlays. *J Am Dent Assoc* 1997;128:47-53.

116. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc* 1993;124:72-80.
117. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc* 2005;136:1714-1723.
118. Eidenbenz S, Lehner CR, Scharer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *Int J Prosthodont* 1994;7:134-142.
119. Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K, Lautenschlager EP. Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2000;13:420-424.
120. Koutayas SO, Kern M. All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence Int* 1999;30:383-392.
121. Denissen HW, van der Zel JM, van Waas MA. Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont* 1999;12:395-400.
122. van der Zel JM, Vlaar S, de Ruiter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2001;85:261-267.
123. Olthoff LW, Van Der Zel JM, De Ruiter WJ, Vlaar ST, Bosman F. Computer modeling of occlusal surfaces of posterior teeth with the CICERO CAD/CAM system. *J Prosthet Dent* 2000;84:154-162.
124. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004;48:513-530.
125. Larsson C, Holm L, Lovgren N, Kokubo Y, Vult von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *J Oral Rehabil* 2007;34:702-709.

126. Doğan A, Doğan OM. Dental Morfoloji, 2.basım; Ankara: Pelin Ofset 2000:113-120,148-153.
127. Livaditis GJ. Etched-metal resin-bonded intracoronal cast restorations. Part II: Design Criteria for cavity preparation. *J Prosthet Dent* 1986;56:389-395.
128. Stokholm R, Isidor F. Resin-bonded inlay retainer prostheses for posterior teeth. A 5-year clinical study. *Int J Prosthodont* 1996;9:161-166.
129. Vallittu PK. Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2004;91:241-246.
130. Gohring TN, Roos M. Inlay-fixed partial dentures adhesively retained and reinforced by glass fibers: clinical and scanning electron microscopy analysis after five years. *Eur J Oral Sci* 2005;113:60-69.
131. Creugers NHJ, DeKanter RJAM, Vant'tHof MA. Long term survival data from a clinical trial on resin bonded bridges. *J Dent* 1997;25:239-242.
132. Rammelsberg P, Pospiech P, Gernet W. Clinical factors affecting adhesive fixed partial dentures: a 6-year study. *J Prosthet Dent* 1993;70:300-307.
133. Wolfart S, Bohlsen F, Wegner SM, Kern M. A preliminary prospective evaluation of all-ceramic crown-retained and inlay-retained fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2005;18:497-505.
134. Song HY, Yi YJ, Cho LR, Park DY. Effects of two preparation designs and pontic distance on bending and fracture strength of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2003;90:347-353.

135. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Sinkewiz SL et al. Occlusal forces during chewing--influences of biting strength and food consistency. *J Prosthet Dent* 1981;46:561-567.
136. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 1986;56:226-229.
137. Waltimo A, Kononen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res* 1993;101:171-175.
138. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res* 1999;78:1336-1344.
139. Priest GF. Esthetic comparisons of alternatives for replacement of a single missing tooth. *J Esthet Dent* 1996;8:58-65.
140. Ash MM. Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion. Philadelphia: W.b. Saunders Company, 7th ed, 1992;231-239.
141. Yazgan YK. Porselen Kron Sistemlerinin Estetik Ve Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2003.
142. Kern M, Schwarzbach W, Strub JR. Stability of all-porcelain, resin-bonded fixed restorations with different designs: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 1992;5:108-113.
143. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81:652-661.

144. Kern M, Fechtig T, Strub JR. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1994;71:251-256.
145. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont* 2000;13:387-391.
146. Koutayas SO, Kern M, Ferrareso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *J Prosthet Dent* 2000;83:540-547.
147. Xie Q, Lassila LV, Vallittu PK. Comparison of load-bearing capacity of direct resin-bonded fiber-reinforced composite FPDs with four framework designs. *J Dent* 2007;35:578-582.
148. Ozcan M, Breuklander MH, Vallittu PK. The effect of box preparation on the strength of glass fiber-reinforced composite inlay-retained fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2005;93:337-345.
149. Kolbeck C, Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. In vitro examination of the fracture strength of 3 different fiber-reinforced composite and 1 all-ceramic posterior inlay fixed partial denture systems. *J Prosthodont* 2002;11:248-253.
150. Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Fracture load of CAD/CAM-generated slot-inlay FPDs. *Int J Prosthodont* 2003;16:653-660.
151. Ohlmann B, Gabbert O, Schmitter M, Gilde H, Rammelsberg P. Fracture resistance of the veneering on inlay-retained zirconia ceramic fixed partial dentures. *Acta Odontol Scand* 2005;63:335-342.



152. Waki T, Nakamura T, Kinuta S, Wakabayashi K, Yatani H. Fracture resistance of inlay-retained fixed partial dentures reinforced with fiber-reinforced composite. *Dent Mater J* 2006;25:1-6.
153. Behr M, Rosentritt M, Taubenhansl P, Kolbeck C, Handel G. Fracture resistance of fiber-reinforced composite restorations with different framework design. *Acta Odontol Scand* 2005;63:153-157.
154. Wolfart S, Ludwig K, Uphaus A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures. *Dent Mater* 2007;23:1513-1520.
155. Kilicarslan MA, Kedici PS, Kucukesmen HC, Uludag BC. In vitro fracture resistance of posterior metal-ceramic and all-ceramic inlay-retained resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2004;92:365-370.
156. Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *Int J Prosthodont* 1996;9:580-585.
157. Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 1993;6:462-467.
158. Montes GG, Draughn RA. In vitro surface degradation of composites by water and thermal cycling. *Dent Mater* 1986;2:193-197.
159. Dyer SR, Lassila LV, Alander P, Vallittu PK. Static strength of molar region direct technique glass fibre-reinforced composite fixed partial dentures. *J Oral Rehabil* 2005;32:351-357.
160. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999;27:89-99.

161. Friedlander LD, Munoz CA, Goodacre CJ, Doyle MG, Moore BK. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: Part 1. *Int J Prosthodont* 1990;3:159-168.
162. Ku CW, Park SW, Yang HS. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent* 2002;88:170-175.
163. Cengiz T. Endodonti. Barış Yayınları Fakülteler Kitabevi, İzmir 1996;1.bölüm:5-10.
164. Smith TM, Olejniczak AJ, Reid DJ, Ferrell RJ, Hublin JJ. Modern human molar enamel thickness and enamel-dentine junction shape. *Archives of Oral Biology* 2006;51:974-995.
165. Altieri JV, Burstone CJ, Goldberg AJ, Patel AP. Longitudinal clinical evaluation of fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a pilot study. *J Prosthet Dent* 1994;71:16-22.
166. Monaco C, Ferrari M, Caldari M, Baldissara P, Scotti R. Comparison of 2 bonding systems and survival of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2006;19:577-585.
167. Magne P, Perakis N, Belser UC, Krejci I. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *J Prosthet Dent* 2002;87:516-527.
168. Serdar Cotert H, Ozturk B. Posterior bridges retained by resin-bonded cast metal inlay retainers: a report of 60 cases followed for 6 years. *J Oral Rehabil* 1997;24:697-704.

169. Freilich MA, Duncan JP, Meiers JC, Goldberg AJ. Preimpregnated, fiber-reinforced prostheses. Part I. Basic rationale and complete-coverage and intracoronal fixed partial denture designs. *Quintessence Int* 1998;29:689-696.
170. Isidor F, Stokholm R. Resin-bonded prostheses for posterior teeth. *J Prosthet Dent* 1992;68:239-243.
171. Gohring TN, Mormann WH, Lutz F. Clinical and scanning electron microscopic evaluation of fiber-reinforced inlay fixed partial dentures: preliminary results after one year. *J Prosthet Dent* 1999;82:662-668.
172. Brunton PA, Cattell P, Burke FJ, Wilson NH. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *J Prosthet Dent* 1999;82:167-171.
173. Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fixed partial dentures: all-ceramics, fibre-reinforced composites and experimental systems. *J Oral Rehabil* 2003;30:873-877.
174. Behr M, Rosentritt M, Latzel D, Handel G. Fracture resistance of fiber-reinforced vs. non-fiber-reinforced composite molar crowns. *Clin Oral Investig* 2003;7:135-139.
175. Bohlsen F, Kern M. Clinical outcome of glass-fiber-reinforced crowns and fixed partial dentures: a three-year retrospective study. *Quintessence Int* 2003;34:493-496.
176. Kern M, Strub JR, Lu XY. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 1999;26:372-378.
177. Douglas RD. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent* 2000;83:166-170.
178. Suzuki S, Nagai E, Taira Y, Minesaki Y. In vitro wear of indirect composite restoratives. *J Prosthet Dent* 2002;88:431-436.

179. Pospiech P, Rammelsberg P, Goldhofer G, Gernet W. All-ceramic resin-bonded bridges. A 3-dimensional finite-element analysis study. *Eur J Oral Sci* 1996;104:390-395.