



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**DİCLE ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**İKİ FARKLI MATERYAL İLE HAZIRLANAN ANTERİOR  
ENDOKRONLARIN KIRILMA DAYANIMLARI ÜZERİNE  
PREPARASYON DİZAYNLARININ ETKİSİ**

Dt. Serap SASA

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. KÖKSAL BEYDEMİR

DİYARBAKIR- 2023

Bu araştırma Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından  
DİŞ.22.001 numaralı proje olarak desteklenmiştir.





**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**DİCLE ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**İKİ FARKLI MATERYAL İLE HAZIRLANAN ANTERİOR  
ENDOKRONLARIN KIRILMA DAYANIMLARI ÜZERİNE  
PREPARASYON DİZAYNLARININ ETKİSİ**

Dt. Serap SASA

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. KÖKSAL BEYDEMİR

DİYARBAKIR- 2023

Bu araştırma Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü  
tarafından DİŞ.22.001 numaralı proje olarak desteklenmiştir.



DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
**ONAY**



## BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve tezimi Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzu standartlarına uygun bir şekilde hazırladığımı beyan ederim.

25.01.2023

Dt. Serap Sasa

İmza

**İTHAF**

Aileme ithaf ediyorum.

## TEŞEKKÜR

Dicle üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki eğitim hayatım boyunca akademik konular kadar hayatımın her alanında bilgi ve tecrübesini esirgemeyen beni geliştirmek için sabır, içtenlik ve özveriyle daima destek olup yol gösteren, akademisyen olma yolunda beni cesaretlendiren, hekimliğime değer katan çok değerli danışman hocam Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR'E

Gereç ve yöntemin tasarlanması, gerçekleştirilmesi aşamasında, her türlü bilgi ve desteğini benden esirgemeyen, bana her adımda yol gösteren mesleki olarak ilerlememi sağlayan, klinik tecrübe ve bilgileri ile her zaman yoluma ışık tutan değerli hocam Prof. Dr. Emrah AYNA'ya

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübeleriyle katkıda bulunan değerli Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın diğer bütün öğretim üyelerine

Bana karşı her zaman hoşgörölü ve sabırlı olan, bu süreçte benimle anne gibi şefkatle ve sevgiyle ilgilenen kardeşim Sena SASA ve kliniğimizin kıymetli sekreteri Sönmez KAYA'ya

Uzmanlık tezim yazım süreci boyunca bana her anlamda destek olan canım arkadaşlarım Dt. Rojda YILMAZ'a, Dt. Tuğçe Nur PEKDEMİR ŞAHİN'e, Dt. Hafize KILIÇ'a, Dt. Evin TANTEKİN BAKAY'a Dt. Hatice KOÇOĞLU'na, Dt. Yalçın Emre KAYA'ya

Akademik bilgi birikmiyle her zaman rahatlıkla kapısını çaldığım sabırla her sıkıntıyı çözmek için ellerinden geleni yapan Dr. Öğr. Üyesi Merve YENİÇERİ ÖZATA ve canım amcam Dr. Öğr. Üyesi Yusuf IŞIKER'e

Tez çalışmam sürecinde bana her türlü yardımı sağlayan Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi teknisyeni Mustafa YEŞİL'e

Bugünlere gelmemde en büyük pay sahibi olan eğitim öğretim sürecim boyunca bana güvenen desteğini esirgemeyen, cesaretlendiren, hayatımın en önemli parçaları,

kızı olmaktan gurur duyduğum kıymetli annem Sevgi İŞİKER'e, iyikilerim ablam Sultan AKGÜNEŞ'e kardeşlerim Muhammed Burak SASA ve Enise Ebrar SASA' ya teşekkür ederim.

Bu tez, Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından DİŞ.22.001 numaralı proje ile desteklenmiştir.





## **İÇİNDEKİLER**

### **KAPAK**

### **ONAY**

### **BEYAN.....I**

### **İTHAF ..... II**

### **TEŞEKKÜR ..... III**

### **İÇİNDEKİLER ..... V**

### **SEMBOLLER/KISALTMALAR DİZİNİ ..... X**

### **ŞEKİLLER DİZİNİ .....XII**

### **RESİMLER DİZİNİ .....XII**

### **TABLolar DİZİNİ ..... XIII**

### **ÖZET..... 1**

### **GİRİŞ .....5**

### **GENEL BİLGİLER..... 7**

#### **2.1. Endodontik Tedavili Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler ..... 8**

##### **2.1.1. Biyolojik değişiklikler ..... 8**

##### **2.1.2. Mekanik Değişiklikler ..... 8**

##### **2.1.3. Estetik değişiklikler ..... 9**

#### **2.2 Kanal Tedavili Dişlerin Restoratif Tedavilerinde Temel Prensipler.....10**

#### **2.3. Endodontik Tedavili Dişlerin Restorasyonu ..... 11**

##### **2.3.1. Konservatif Restorasyonlar ..... 11**

##### **2.3.2. Kron Restorasyonu ..... 13**

##### **2.3.3. Post-Kor Restorasyonlar ..... 13**

##### **2.3.4. Endokron Restorasyonlar..... 14**

#### **2.4. Endokron Restorasyonlarında Kullanılan Estetik Materyaller..... 18**

|                                                                           |           |
|---------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 2.4.1. Dental Seramikler .....                                            | 18        |
| 2.4.2 Dental seramiklerin sınıflandırılması.....                          | 19        |
| 2.4.3 Tam Seramikler.....                                                 | 20        |
| 2.4.4. Cam matriks seramikleri .....                                      | 23        |
| 2.4.4.1. Feldispatik seramikler.....                                      | 23        |
| 2.4.4.2. Lössit içerikli seramikler.....                                  | 23        |
| 2.4.4.3 Lityum disilikat içerikli seramikler ve türevleri.....            | 23        |
| 2.4.4.4. Florapatit içerikli seramikler.....                              | 27        |
| 2.4.4.5. Cam infiltre seramikler .....                                    | 28        |
| 2.4.4.5. Polikristalin seramikler.....                                    | 29        |
| 2.4.4.6. Rezin matriks seramikler.....                                    | 30        |
| 2.5. Rezin Simanlar .....                                                 | 34        |
| 2.5.1. Rezin simanların sınıflandırılması .....                           | 35        |
| 2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD-CAM Sistemleri.....                  | 38        |
| 2.6.1. CAD-CAM Sistemlerinin Tarihçesi: .....                             | 38        |
| 2.6.2. CAD/CAM Sistemlerinin Fonksiyonel Elemanları: .....                | 38        |
| 2.6.3. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları .....                            | 39        |
| 2.6.4. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları .....                         | 40        |
| 2.6.5. Diş Hekimliğinde En Yaygın Kullanılan CAD/CAM Sistemi: CEREC ..... | 40        |
| 2.7. Yaşlandırma.....                                                     | 42        |
| 2.8. Kırılma Dayanımı .....                                               | 44        |
| <b>MATERYAL-METOD .....</b>                                               | <b>47</b> |
| 3.1. Dişlerin Toplanması .....                                            | 48        |
| 3.2. Çalışma Gruplarının Oluşturulması.....                               | 49        |
| 3.3. Kök Kanal Tedavisi Prosedürü.....                                    | 50        |
| 3.4. Ferrule Var/Yok Gruplarının Hazırlanması.....                        | 52        |

|                                                                               |     |
|-------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 3.5. Endokron Kanal uzantısının oluşturulması .....                           | 53  |
| 3.6. Örneklerin Dijital Ölçülerinin Alınması.....                             | 54  |
| 3.7. Restorasyonların CAD/CAM Sistemi ile Laboratuvar Ortamında Üretimi ..... | 58  |
| 3.8. Restorasyonların Simantasyonu .....                                      | 61  |
| 3.8.1. Restorasyon Yüzeylerinin Simantasyona Hazırlanması .....               | 62  |
| 3.9. Termal Siklüs Uygulaması .....                                           | 63  |
| 3.10. Kırılma Direnci Testi Uygulanması .....                                 | 64  |
| 3.11. Kırılma Tiplerinin Analizi.....                                         | 65  |
| 3.12. İstatistiksel Analizler.....                                            | 66  |
| <b>BULGULAR</b> .....                                                         | 67  |
| <b>TARTIŞMA</b> .....                                                         | 72  |
| <b>SONUÇLAR</b> .....                                                         | 90  |
| <b>KAYNAKÇA</b> .....                                                         | 91  |
| <b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....                                                         | 107 |
| <b>EKLER</b> .....                                                            | 108 |
| <b>BENZERLİK RAPORU</b> .....                                                 | 109 |

## SEMBOLLER/KISALTMALAR DİZİNİ

|                                           |                                                                                                                |
|-------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| $\text{Al}_2\text{O}_3$                   | Aluminyumoksit                                                                                                 |
| ATZ                                       | Zirkonya-alümina                                                                                               |
| BIS-GMA                                   | Bisfenol-a glisidil dimetakrilat                                                                               |
| CAD/CAM                                   | Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing<br>(Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) |
| $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{F}_2$ | Florapatit kristalleri                                                                                         |
| cm                                        | Santimetre                                                                                                     |
| dk                                        | Dakika                                                                                                         |
| EDTA                                      | Etilen diamin tetraasetik asit                                                                                 |
| GPa                                       | Gigapaskal                                                                                                     |
| ISO                                       | Internationa Organization for Standardization (Uluslararası<br>Standartlar Örgütü)                             |
| kg                                        | Kilogram                                                                                                       |
| $\text{K}_2\text{O}$                      | Potasyum oksit                                                                                                 |
| $\text{La}_2\text{O}_3$                   | Lantan oksit                                                                                                   |
| LDS                                       | Lityum disilikat                                                                                               |
| $\text{Li}_2\text{O}$                     | Lityum oksit                                                                                                   |
| $\text{Li}_2\text{SiO}_3$                 | Lityum metasilikat                                                                                             |
| $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$        | Lityum disilikat                                                                                               |
| $\text{Li}_3\text{PO}_4$                  | Lityum ortofosfat                                                                                              |
| MDP                                       | 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate                                                                   |
| mm                                        | Milimetre                                                                                                      |

|                                     |                                     |
|-------------------------------------|-------------------------------------|
| mm <sup>2</sup>                     | Milimetre kare                      |
| ml                                  | Mililitre                           |
| MPa                                 | Megapaskal                          |
| MgO                                 | Magnezyum oksit                     |
| N                                   | Newton                              |
| NaOCl                               | Sodyum hipoklorit                   |
| pH                                  | Power of Hydrogen                   |
| PICN                                | Polimer infiltre seramik ağ         |
| P <sub>2</sub> O <sub>5</sub>       | Difosfor pentaoksit                 |
| SiO <sub>2</sub>                    | Silika                              |
| SiO <sub>2</sub> -Li <sub>2</sub> O | Lityum disilikat                    |
| sn                                  | Saniye                              |
| TZP                                 | tetragonal zirkonya polikristalleri |
| UDMA                                | Üretan dimetakrilattan              |
| Y                                   | itriyum                             |
| yy                                  | Yüzyıl                              |
| ZLS                                 | Zirkonyum takviyeli lityum silikat  |
| ZnO                                 | Çinko oksit                         |
| ZTA                                 | alümina-zirkonya                    |
| µm                                  | Mikrometre                          |
| %                                   | Yüzde                               |
| °                                   | Derece                              |
| °C                                  | Santigrat derece                    |

## ŞEKİLLER DİZİNİ

|                                                                                     |           |
|-------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <i>Şekil 2.1. Dental seramiklerin sınıflandırılması (Gracis S. 2015) .....</i>      | <i>22</i> |
| <i>Şekil 2.2. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller.....</i>                 | <i>33</i> |
| <i>Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller .....</i>                            | <i>49</i> |
| <i>Şekil 4.1. Dayanıklılık Değerleri Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılıklar</i> | <i>69</i> |



## RESİMLER DİZİNİ

|                                                                                                            |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <i>Resim 3.1</i> Mine sement sınırından ölçülen örneklerin dekorone edilmesi .....                         | 50 |
| <i>Resim 3.2.</i> Örneklerin kök kanal tedavisi aşamaları.....                                             | 51 |
| <i>Resim 3.3.</i> Örneklerin kök kanal tedavisi sonrası radyografik görüntüsü .....                        | 52 |
| <i>Resim 3.4.</i> Ferrule varlığında ve yokluğunda sanral dişlerin preparasyonu.....                       | 52 |
| <i>Resim 3.5.</i> Ferrule varlığında ve yokluğunda örneklerin şematik çizimi.....                          | 53 |
| <i>Resim 3.6.</i> Örneklerin kanal uzantılarının periodotal sondla ölçülmesi.....                          | 54 |
| <i>Resim 3.7.</i> Tüm örneklerin oklüzalden görüntüsü .....                                                | 54 |
| <i>Resim 3.8.</i> Örneklerle kimlik kartlarının oluşturulması .....                                        | 55 |
| <i>Resim 3.9.</i> Örneklerin ağız içinde konumunun, restorasyon tipi ve materyallerin seçimi.....          | 56 |
| <i>Resim 3.10.</i> Dijital ölçülerin alınması.....                                                         | 57 |
| <i>Resim 3.11.</i> Ölçüsü alınan farklı preparasyondaki örneklerin dijital modellerinin elde edilmesi..... | 57 |
| <i>Resim 3.12.</i> Dijital ölçülerin CONNECT bölümünden merkezi labaratuvara gönderilmesi.....             | 58 |
| <i>Resim 3. 13.</i> Restorasyonların tasarlanması ve kullanılan CAD/CAM blokları                           | 59 |
| <i>Resim 3.14.</i> Simantasyon işleminde kullanılan siman setinin görünümü.....                            | 61 |
| <i>Resim 3.15.</i> Endokronların G-CEM LinkForce System Kit ile simantasyon aşamaları .....                | 62 |
| <i>Resim 3.16.</i> Simantasyonu tamamlanan örneklerin görüntüsü .....                                      | 63 |
| <i>Resim 3.17.</i> Örneklerle termal siklus uygulaması .....                                               | 64 |
| <i>Resim 3.18.</i> Universal Test Cihazı ve örneğin cihaza yerleştirilmesi. ....                           | 65 |
| <i>Resim 3.19.</i> Örneğin 45° açı ile oblik yüklemeye maruz bırakılması.....                              | 65 |
| <i>Resim 3.20.</i> Tip 2: Sadece restorasyonda oluşan kırık.....                                           | 70 |
| Tip 3: Mine-sement birleşiminin üzerinde oluşan diş ve restorasyon kırığı                                  |    |
| Tip 4: : Mine-sement birleşiminin altında oluşan kırık diş ve restorasyon kırığı                           | 71 |

## TABLÖLAR DİZİNİ

|                                                                                                                                                       |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tablo 3.1.</b> Çalışmada kullanılan materyaller .....                                                                                              | 48 |
| <b>Tablo 3.2.</b> IPS E.max CAD bloğun fiziksel ve mekanik özellikler .....                                                                           | 60 |
| <b>Tablo 3.3.</b> Celtra-Duo bloğun fiziksel ve mekanik özellikleri .....                                                                             | 61 |
| <b>Tablo 4.1.</b> Dayanıklılık Değerleri Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonuçları .....                                      | 67 |
| <b>Tablo 4.2.</b> Dayanıklılık Değerleri Bakımından Ferrule Grupları Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonuçları .....                             | 68 |
| <b>Tablo 4.3.</b> Dayanıklılık Değerleri Bakımından Materyal Grupları Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonuçları .....                            | 69 |
| <b>Tablo 4.4.</b> Ferrule Grubu Ayrımında Dayanıklılık Değerleri Bakımından Materyal Grupları Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonuçları .....    | 69 |
| <b>Tablo 4.5.</b> Materyal Grupları Ayrımında Dayanıklılık Değerleri Bakımından Ferrule Grupları Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonuçları ..... | 70 |
| <b>Tablo 4.6.</b> Kırık Tipleri İle Gruplar Arasındaki İlişkiye Dair Analiz Sonuçları .....                                                           | 71 |



## ÖZET

### İKİ FARKLI MATERYAL İLE HAZIRLANAN ANTERİOR ENDOKRONLARIN KIRILMA DAYANIMLARI ÜZERİNE PREPARASYON DİZAYNLARININ ETKİSİ

Serap SASA

Danışman: Köksal BEYDEMİR

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DİYARBAKIR, 2023

**Amaç:** Çalışmamızın amacı, iki farklı materyallerden CAD/CAM tekniği ile hazırlanan farklı preparasyon dizaynlarına sahip santral dişlere uygulanan endokron restorasyonların kırılma dayanımı dirençlerinin karşılaştırılmasıdır.

**Gereç ve Yöntem:** İn vitro çalışmamızda 40 tane çekilmiş insan üst çene santral dişler kullanıldı. Örnekler mine sement seviyesinin 3 mm yukarısından separey yardımıyla kesildi. Dişlere standart kök kanal tedavisi uygulandı. Dişler rastgele ferrule olan (2 mm çevresel) ve ferrule olmayan 2 gruba ayrıldı. Ferrule içeren dişlerde ferrule oluşturulacak şekilde, ferrule bulunmayan grupta butt joint şeklinde preparasyonu tamamlandıktan sonra, örneklerin kanal içi uzantıları 3 mm olacak şekilde preparasyon tamamlanmıştır. Daha sonra bu iki grup (n=20), zirkonya takviyeli lityum silikat ve lityum disilikat içerikli CAD/CAM blokları olan iki farklı materyal ile restorasyon üretebilmek için rastgele 2 alt gruba (n=10) ayrılmıştır. Restorasyonlar dual cure total etch sistem olan G-CEM Link Force ile simante edildikten sonra 37°C’de 24 saat süreyle bekletildi. Daha sonra tüm örnekler 5°C ve 55°C arasında 5000 döngülük termal siklus işlemine tabi tutuldu. . Universal test makinesi ile dişin palatinal yüzünden uzun eksenine 45° açıyla 1 mm/dk hızla, kırık oluşana kadar yükleme yapıldı. Restorasyonların maksimum kırılma dayanıklılığı (Newton) değerleri kaydedildi. Örneklerin kırılma tipleri incelenip, fotoğraflanmıştır. Elde edilen veriler IBM SPSS Statistics Version 21 paket programı ile analiz edildi. Gruplar arasındaki farklılıklar incelenirken Mann Whitney U ve Kruskal Wallis H Testinden yararlanıldı.

**Bulgular:** Ferrule olan ve ferrule olmayan gruplarda ortalama kırılma değerleri sırasıyla 561,23 N ve 395,63 N olarak kaydedilmiştir. Ferrule varlığı ve yokluğuna göre kırılma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır. ( $p<0,05$ ). 2 mm çevresel ferruleye sahip lityum disilikat ile üretilen endokronların ortalama kırılma değerleri (534,1 N) , ferrule içermeyen lityum disilikat ile üretilen endokronların ortalama kırılma değerleri (365,38 N) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Ferrule içeren zirkonyum takviyeli lityum disilikat ile üretilen endokronların ortalama kırılma değerleri (588,35 N) ve ferrule içermeyen örneklerin ortalama kırılma değerlerinden (425,87 N) yüksek olmasına rağmen istatistiksel anlamda anlamlı fark bulunmamıştır. Kırılma değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel anlamda fark bulunmamıştır.

**Sonuç:** Ferrule varlığında örneklerin kırılma değerleri daha yüksek bulunmuştur. Lityum disilikat ve zirkonyum takviyeli lityum silikat endokronların kırılma değerleri arasında anlamlı fark olmazken, karşılaştırılan tüm gruplar yeterli ortalama kırılma dayanımı göstermiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Endokron, santral diş, ferrule, lityum disilikat, zirkonyum takviyeli lityum silikat, CAD/CAM, kırılma dayanıklılığı

## **ABSTRACT**

### **THE EFFECT OF PREPARATION DESIGNS ON THE FRACTURE STRENGTH OF ANTERIOR ENDOCROWNS PREPARED WITH TWO DIFFERENT MATERIALS**

**Serap SASA**

**Adviser of Thesis: PROF. Dr. Köksal BEYDEMİR**

**Department of Prosthodontics**

**DİYARBAKIR, 2023**

**Purpose:** The aim of our study is to compare the fracture strength resistance of endocrown restorations applied to central teeth with different preparation designs prepared with CAD/CAM technique from two different materials.

**Material and methods:** In our study, 40 extracted human maxillary central teeth were used. The samples were cut 3 mm above the enamel cement level with the help of a separator. Standard root canal treatment was applied to the teeth. The teeth were randomly divided into 2 groups with ferrule (2 mm circumferential) and non-ferrule. After the preparation in the form of a butt joint was completed in the non-ferrule group, the preparation was completed in such a way that ferrule was formed in teeth containing ferrule, and the intracanal extensions of the samples were 3 mm. Then, these two groups (n=20) were randomly divided into 2 subgroups (n=10) in order to produce restorations with two different materials, zirconia-reinforced lithium silicate and lithium disilicate-containing CAD/CAM blocks. After the restorations were cemented with G-CEM Link Force, a dual cure total etch system, they were kept at 37°C for 24 hours. All samples were then subjected to a thermal cycle treatment of 5000 cycles between 5°C and 55°C. . With a universal testing machine, loading was performed at a 45° angle to the long axis from the palatal face of the tooth at a speed of 1 mm/min until fracture occurred. The maximum fracture strength (Newton) values

of the restorations were recorded. The fracture types of the samples were examined and photographed. The obtained data were analyzed with the IBM SPSS Statistics Version 21 package program. The Mann Whitney U and Kruskal Wallis H Tests were used to examine the differences between the groups.

**Result:** Mean breakage values of ferrule and non-ferrule groups were recorded as 561.23 N and 395.63 N, respectively. There is a statistically significant difference between the breakage values according to the presence and absence of ferrule. ( $p < 0.05$ ). A statistically significant difference was found between the mean breakage values (534.1 N) of endocrowns produced with lithium disilicate with a 2 mm circumferential ferrule and the mean breakage values (365.38 N) of endocrowns produced with lithium disilicate without ferrule ( $p < 0.05$ ). Although the mean breakage values (588.35 N) of endocrowns produced with zirconium-reinforced lithium disilicate containing ferrule were higher than the mean breaking values (425.87 N) of the samples without ferrule, no statistically significant difference was found. There was no statistical difference between the materials in terms of refractive values.

**Conclusions:** In the presence of ferrule, the refractive values of the samples were higher. While there was no significant difference between the fracture values of lithium disilicate and zirconium-reinforced lithium silicate endocrowns, all compared groups showed sufficient average fracture strength.

**Keywords:** Endocrown, central tooth, ferrule, lithium disilicate, zirconium-reinforced lithium silicate, CAD/CAM, fracture strength

## 1. GİRİŞ

Aşırı madde kaybı bulunan kanal tedavili dişlerin uzun dönem klinik başarısında yapılan endodontik tedavi kadar koronal tıkamayı sağlayan restoratif tedavi de önemlidir(22). Devital dişler vital dişlere göre biyomekanik başarısızlığa daha yatkındır. Bunun nedeni olarak endodontik giriş kavitesinin açılması ve kök kanallarının şekillendirilmesi sırasında oluşan madde kaybı gösterilebilir(5). Günümüzde aşırı madde kayıplı dişlerin restoratif tedavisinde tedavi planlamasıyla kullanılacak materyallerle ilgili henüz fikir birliğine varılamamıştır(22).

Madde kaybının fazla olduğu anterior bölge dişleri; geleneksel post-kor, kron ile restore edilir. Ancak post yuvası hazırlık aşamasında, kök kanalında madde kaybı oluşur ve bu durum kron kök kırığı riskini ve kök perforasyonu riskini artırmaktadır. Aynı zamanda kök yapısı aşırı ince kök yapısına sahip veya kanal eğimine sahip dişlerde post uygularken kanalda perforasyona neden olabilmektedir. Post uygulamalarında tutuculuk kaybı, post deformasyonu ve ikincil çürük diğer başarısızlıklar da görülebilmektedir. (2,249). Adeziv diş hekimliğindeki gelişmeler, bu dişlerin endokron gibi konservatif tedavi yaklaşımlarla tedavi edilebilirliği güncel hale getirmiştir(282). Endokron restorasyonlar; özellikle kronda aşırı miktarda madde kaybı bulunduğu, ferrule için yeterli diş dokusu olmadığı, kron boyunun yetersiz olması durumlarında endikedir (55).

Kanal tedavisini takiben yapılacak restoratif tedavi kalan diş dokusunu koruyarak ferrule etkisinin sağlanması, dişlerin kırılma dayanıklılığını arttırmaktadır. Bununla birlikte; restorasyona yeterli direnci sağlayarak dişlerin uzun ömürlü olmalarını da sağlamaktadır (23). Ferrule etkisinin sağlanmasında ferrule yüksekliği ve lokalizasyonu önemli etkiye sahiptir (23,56,231,232). Koronal bölgede 2 mm yüksekliğinde çevresel ferrule varlığı kırılmaya karşı oldukça etkilidir (63,247,265-269).

Devital dişlerde olası bir biyomekanik başarısızlığın engellenmesinde ferrule varlığı kadar; seçilen materyal ve uygun restorasyon tipi de önemlidir(282). Günümüzde CAD/CAM sistemler için üretilen birçok seramik malzeme mevcuttur. Literatürde lityum disilikat materyali diğer restoratif materyallere kıyasla yüksek bağlanma değerleri, üstün estetik özellik, düşük plak birikimi gibi özellikleri sayesinde

endokronlar için en iyi restoratif materyal olduğundan bahsedilmiştir(286,287). Seramik materyallerin geliştirilmesi ve daha kompozit bir yapı oluşturulması arayışı içindeyken, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) seramik adı verilen seramikler piyasaya sürülmüştür. Celtra-Duo bloğu, yapısında ağırlıkça %10 doldurucu içeren ZLS seramiklere örnek gösterilebilir (83,286)). Lityum malzemelerin bileşimindeki bu varyasyonun restorasyonların kırılma direncini arttırmaya yardımcı olup olmayacağı tartışmalıdır. Zirkonyum takviyeli lityum silikat seramiklerin klinik kullanım sürelerini ve sağ kalım oranlarını araştıran çeşitli çalışmalar; kısa süreli (1-3 yıl) klinik kullanımda %98-100 oranında başarılı olduklarını ortaya koymuştur (301,302).

Yapılan literatür taraması sonucu endokronlarda ferrule etkinin kırılma dayanımı üzerine etkisini inceleyen birçok çalışma olmasına rağmen anterior dişlerde etkisiyle ilgili veri kısıtlıdır. Bu nedenle çalışmamızın amacı farklı materyallerden CAD/CAM tekniği ile üretilen anterior endokron restorasyonlarda ferrule etkinin kırılma dayanımları üzerine etkisini karşılaştırmaktır. Bu çalışmanın sıfır hipotezi, CAD/CAM sistemi ile üretilen lityum disilikat endokronlar ile zirkonyum takviyeli lityum silikat materyalleri ve ferrule varlığının restorasyonun kırılma direncini etkilemediğidir.

## GENEL BİLGİLER

Protetik diş hekimliğinde amaç, diş ve çevre dokuların kayıplarını biyolojik, estetik ve fonksiyonel olarak uygun malzemelerle restore etmektir. Diş hekimliğindeki teknolojik gelişmelerle birlikte, estetik beklentiler artmıştır. Kalan diş dokusunun korunması için konservatif tedaviler tercih edilmeye başlanmıştır. (1-3)

Temelde endodontik tedaviyi takiben yapılan restorasyonların üç temel görevi bulunur:

1. Dişte kalan dokuların bütünlüğünü koruyup, devamlılığı sağlamak,
2. Koronal tıkamayı sağlayıp kök kanal sisteminin kontaminasyonunu önlemek,
3. Kayıp sert dokuların yerini alıp, dişin fonksiyona katılmasını sağlamak,
4. Estetik

Aşırı kron harabiyetli endodontik tedavili dişlerin restorasyonunu; geleneksel tedavi yöntemi olan post-kor kron şeklindedir. Fakat post uygulaması sırasında kök kanalında fazla doku kaybı oluşturulması hala önemli bir problemdir.

Günümüzde, estetik restoratif yaklaşımlar ve materyallerle ilgili birçok bilimsel çalışma yapılmaktadır. Diş hekimliğinde diş kayıplarının idamesi için, yeni tekniklerin ve materyallerin geliştirilmesi amaçlanmaktadır. Kompozitler ile dental seramikler, biyomimetik açıdan diş dokusuna yakın estetik, fiziksel ve biyomekanik özellikler gösteren materyallerdir. Restoratif diş hekimliğinde biyomimetik yaklaşımın tanımı; dişleri restore etmekte kullanılan ekipmanların, tekniklerin ve malzemelerin dişin biyolojik ve fonksiyonel yapısını model alıp incelemesidir(4).

## **2.1. Endodontik Tedavili Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler**

### **2.1.1. Biyolojik değişiklikler**

Endodontik tedavi sonrası dentin dokusunda meydana gelen nem kaybı; kollojen ağında farklılaşmaya ve buna bağlı dentinin fiziksel özelliklerinde değişikliklere neden olur. Pulpa dokusundaki kayba bağlı olarak gerçekleşen nem içeriğindeki değişiklik ve bu durumun dişlerdeki kırılmaya etkisi yıllardır araştırılmış ve tartışılmıştır. Bu konu ile ilgili yapılan çalışmalarda farklı görüşler bildirilmiştir(5).

Günümüze kadar yapılan çalışmalarda endodontik tedavili dişlerde zamanla gerçekleşen nem kaybı ve kollojen çapraz bağlarındaki değişiklik vital dişlere kıyasla bu dişlerin kırılmaya daha yatkın olduğu varsayılmıştır(4, 6, 7). Helfer ve ark. (8) çalışmalarında endodontik tedavi sonrası %9'luk nem kaybının serbest suda gerçekleştiğini, bu nem kaybıyla devital dişlerin fiziksel özelliklerinin etkilendiğini ve anterior dişlerin nem kaybından posterior dişlere göre daha fazla etkilendiğini belirtmişlerdir.

Huang ve ark. (9) yaptıkları in vitro çalışmada kanal tedavili dişlerin young modülünde artış olduğu, vital dişlere göre mekanik özelliklerinin değiştiğini ancak oluşan dehidrasyonun tek başına dayanıklılığı azaltmadığını bildirmişlerdir. Papa ve Messer (10) yaptıkları çalışmada aynı bireylerden protetik nedenler ile çekilen karşılıklı vital ve devital dişlerin nem içeriklerini kıyaslamışlar, bu değerler arasında anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir.

### **2.1.2. Mekanik Değişiklikler**

Çürük varlığı, endodontik tedavi amacıyla hazırlanan giriş kavitesi, kök kanalının şekillendirilmesi eski restorasyonlar nedeniyle oluşan madde kayıpları kanal irrigasyonu için kullanılan solüsyonların dentin dokusu üzerindeki etkisi ve devital dişlerde proprioseptif duyu kaybı endodontik tedavi görmüş dişlerde görülen mekanik değişikliklere örnektir (5).

Kök kanal tedavisi sırasında kullanılan medikamanlar, mikroorganizmalara etki etmesinin yanında, kök kanal hazırlığı sonrası artık dentin kalıntıları ve smear tabakasını uzaklaştırıp kök kanalına adezyona da katkıda bulunur. En yaygın kullanılan ajanlardan olan etilen diamin tetraasetik asit (EDTA) ve sodyum hipoklorit



(NaOCl) dentinin fiziksel özelliklerini değiştirdiği ve kırılmaya yatkınlığı arttırdığı literatürde bildirilmiştir(11, 12). NaOCl, kanal irrigasyonu için kullanıldığında organik dokuları yok eden, antibakteriyel bir etki sağlayan güçlü bir bazdır. Dentinin organik substratını değiştirerek proteolitik bir etki gösterir. Bunun sonucunda dentinin elastisite modülünde ve bükülme dayanımında azalmaya yol açar. EDTA ise bir şelatör ajanıdır, % 5'lik NaOCl ile birlikte %17'lik EDTA sırayla kullanımı önerilir. Kanal şekillendirilme sırasında biriken smear tabakası kaldırır ve kanal aletlerinin şekillendirme sırasında kanal içinde hareketini kolaylaştıran lubrikant bir etki sağlar. EDTA' nın yüksek konsantrasyonlarda veya uzun süreli kullanımı kollojen olmayan proteinleri etkiler ve kalsiyum miktarını azaltır(13). Sonuç olarak dentinde erozyon meydana gelir ve buna bağlı dentin dokusu yumuşayarak kırılabilirliği artar(14).

Doğal dişlerde, oklüzal kuvvetlerin büyüklüğü, yönü ve hızı hakkında geri bildirim sağlayan periodontal mekanoreseptörlerle bulunur(15). Dişlerin apikalinde bulunan bazı pulpal sinirler, orta derecede dokunma ve basınç algısında rol oynarlar. Kanal tedavisi sonrasında pulpa dokusunun çıkarılması nedeniyle proprioseptif özelliğin kaybolması nedeniyle, dişin çiğneme sırasında kendini koruma mekanizmasını azalır, böylece diş, oklüzal kuvvetlere karşı diş savunmasız kalır(16).

### **2.1.3. Estetik değişiklikler**

Kanal tedavisi sonrası dişte klinik olarak gözlemlenebilen renk değişimiyle karşılaşılır. Flor, geçici dolgular, amalgam, klorheksidin vb. bazı ilaçlar, iodoform ve fenol içerikli kanal içi medikamanlar gibi materyallerin birçoğu renk değişimine sebep olurlar(17).

Koronal renklenmenin sebebi pulpa odası içindeki artık kanal dolgu maddesinin dentin tübüllerine penetre olmasıdır. Bu materyallerin kanal tedavisinin ardından pulpa odasından uzaklaştırılmaması dişte ileri dönemlerde renkleşmeye neden olur(18).

Kanal tedavili dişlere uygulanacak restoratif işlemler dikkatli bir şekilde gerçekleştirilmeli, en uygun materyaller seçilerek doğal bir diş form ve rengi kısaca estetiğin elde edilmesi sağlanmalıdır.

## 2.2 Endodontik Tedavili Dişlerin Restorasyonunda Temel Prensipler

Kök kanal tedavisi teknik prosedürlere uygun yapıldıktan sonra, fonksiyon esnasında veya perküsyonda hassasiyet yoksa ya da kanal tedavisi öncesi dişin nekroze olmadığı durumda daimi restorasyon planlanabilir. Ancak tedavi öncesi bir enfeksiyon varlığı ya da kanal tedavisi tamamlandıktan sonra fonksiyon esnasında gelen kuvvetlere karşı hassasiyet oluşuyorsa bu durumda restoratif işlem planlanmadan önce birkaç hafta dişin takibi yapılmalıdır. Bu süre içinde semptomlar kaybolmaz, hasta şikayetleri düzelmez ya da dişte eksüda çıkışı olursa endodontik tedavi tekrarlanmalıdır. Hastanın daimi restorasyonu dişin semptomsuz olduğu durumda düşünülebilir(19).

Kanal tedavisinden önce periapikal lezyon bulunması ya da tedavi sonrasında periapikal lezyon gelişmesi gibi durumlarda dişlerin restoratif tedavileri, dikkatle ele alınmalıdır. Kök ucundaki lezyonun iyileşme için geçen süre, radyografik olarak lezyonun başlangıçtaki boyutu ile takip süresine bağlıdır. Eğer dişteki lezyon 2 mm'den küçükse kanal tedavisinin ardından restoratif tedaviye başlanabilir. Ancak lezyonun 2 mm'den büyük olduğu durumlarda, kanal tedavisinin ardından lezyonun iyileşmesi için dişin bir süre takibi gereklidir(19). Takip süresiyle ilgili literatürde farklı görüşler mevcuttur. Bazı araştırmacılar, 6 ay-1 yıl arası bir takip süresinin gerekliliğinden bahsederken (20); bazıları tam bir iyileşmenin gerçekleşmesi adına 5 yıllık bir gözlem süresinin gerekli olduğunu savunmuşlardır(21).

Restoratif bir planlamadan önce dikkatli olunması gereken bir diğer konuya, farklı bölgelerdeki dişlerin farklı kuvvet toleransına sahip olduğu gerçeğidir. Arka bölge dişleri; daha çok dişin uzun aksına gelen kuvvetlere karşı koyarken ön grup dişler ise kesme ve lateral kuvvetlere karşı koyarlar(22). Arka grup dişler, çiğneme kaslarının pozisyonu ve etkisi nedeniyle daha fazla lateral ve özellikle vertikal kuvvetlere maruz kalırlar. Dolayısıyla azı dişleri kırılmaya karşı korunmalı ve bu dişlere planlanan restorasyonların üstün mekanik özellikler göstermesine dikkat edilmesi gerekmektedir. Ön bölge dişleriyse, kuvvetleri uzun eksenlerinden ziyade, açılı olarak karşılamaktadır. Yanal kuvvetler vertikal kuvvetlere göre dişle restorasyon arayüzünde daha fazla zarara yol açar (23). Dolayısıyla oluşturulacak adeziv tabakanın da restoratif materyal gibi mekanik ve fiziksel özelliklerinin oluşacak stresleri tolere edebilir olmasına dikkat edilmelidir.

### **2.3. Endodontik Tedavili Dişlerin Restorasyonu**

Endodontik tedavili dişlerin restorasyonuna başlamadan önce, iyi bir apikal tıkanma sağlanmalıdır. Aynı zamanda, diş çevre dokularında fistül veya eksuda akışı gibi herhangi bir enflamasyon belirtisi olmamalı, perküsyonda hassasiyet bulunmamalıdır(24). Dişin fizyolojik ve morfolojik özellikleri, ağızdaki konumu, diş dokusu kaybı miktarı, tüm tedavi planlamasındaki rolü, fonksiyonel ve estetik gereksinimlerle periodontal sağlık durumu seçilecek materyalinin ve tedavi tekniğinin kararlaştırılmasında etkili olan esas faktörlerdendir. Endodontik tedavi görmüş dişler için seçilecek olan tedavi tekniği, kalan doku miktarına göre belirlenir. Kalan diş dokusu mümkün olduğunca korunup hazırlanan restorasyonlarla daha başarılı sonuçlar alınabilir. Farklı bölgelerdeki dişlerin restoratif tedavisinde farklı sorunlar bulunmaktadır. Arka bölge dişleri, fonksiyonla birlikte daha büyük kuvvetlere maruz kalırlar ve daha fazla kırık oluşma riski bulunur. Ön grup dişlerdeyse kırık oluşma riskinin daha az olmasına karşın hastalardaki estetik beklenti daha fazladır. Dişlerin restoratif tedavisinde amalgam ve metal alaşımlar gibi tedavi seçeneği bulunsa da günümüzde daha çok estetik materyaller olan kompozit rezin ya da dental seramik gibi farklı materyaller tercih edilmektedir (22).

#### **2.3.1. Konservatif Restorasyonlar**

Endodontik tedavi görmüş madde kaybının az olduğu dişler; konservatif olarak tedavi edilebilir. Bunun için lingual ve bukkal yüzeylerde en az 1,5 mm kalınlığında, yükseklik olarak 3-4 mm sağlam dentin dokusu bulunmalıdır.(25) Özellikle dişin marjinal sırtları, fasiyal ve lingual duvarları sağlamsa ve dişte küçük bir endodontik giriş kavitesi açılmışsa direkt teknikle kompozit rezinle restore edilebilir.(26)

Amalgamlar ise uzun dönemde klinik başarıları yüksektir. Üstün fiziksel özelliklerinden dolayı endodontik tedavi görmüş dişlerde restoratif materyallerden biri olarak günümüzde hala kullanılmasına karşın; materyalden zamanla salınan metal iyonlarının toksik olması kaygısıyla ve hastaların estetik beklentilerini karşılayamamasından dolayı, son zamanlarda klinisyenler tarafından amalgamlar pek tercih edilmemektedir (27).

Kompozit rezinlerin elastisite modülü amalgamların neredeyse üçte biridir(28). Bu özellikleri sayesinde amalgama kıyasla daha az rijit olmaları materyalin dişte kama etkisi oluşturmayaacağı anlamına gelebilir. Ayrıca adeziv restorasyonlar olduklarından; fonksiyonel kuvvetler, bonding yüzeyi boyunca dağılmaktadır (29, 30). Bu yüzden diş kırılmalarına karşı daha iyi destekledikleri düşünülmektedir.

Kompozit rezinlerin sıkışma reziliensi ve oklüzal kuvvetlere karşı yeterli dirence sahip olması (31, 32) üstün estetik özellikleri, dental seramiklere kıyasla oldukça kolay uygulanabilir ve ucuz olması gibi önemli avantajları kompozit restorasyonların günümüzde yaygın olarak kullanılmasını sağlamıştır. Ancak hidroskopik ekspansiyon, polimerizasyon büzülmesi, polimerizasyon sonrası su absorpsiyonu(33), renk stabilitesinin iyi olmaması tekrarlayan kuvvetler altında plastik deformasyon oluşumu(34, 35), gibi dezavantajları bulunmaktadır. Su varlığında ve oluşan sıcaklık değişimlerinden dolayı zamanla mekanik özellikleri olumsuz etkilenebilmektedir(36). Ayrıca kompozitlerin adeziv bağlantısında dentin yüzey özellikleri büyük oranda etkilidir. Dentin içeriği, dentin tübüllerinin çapı ve yoğunluğu, intertübüler ve peritübüler dentin oranı, dentin yapısının sklerotik ya da demineralize olması, dentin kalınlığı gibi durumlar; dentin geçirgenliğinde bölgesel farklılıklar oluşmasına neden olur ve bu durum adezivin dentin dokusuna bağlanmasını etkiler (37). Endodontik tedavi sonrasında dentinin yapısında gerçekleşen değişikliklerden ötürü kompozit restorasyonların kullanımı tartışılmaktadır (38). Bütün bu olumsuz özelliklerine rağmen kompozitler, adeziv sistemlerdeki gelişmeler, estetik özellikleri, mine ve dentine bağlanabilmeleri, teorik olarak diş ile restorasyon kompleksinin bütünlüğünü artırmaları gibi nedenlerle halen geniş bir alanda kullanılmaktadır. Özellikle endodontik tedavi görmüş dişlerde küçük giriş kavitesi açılmışsa, sağlam marjinal sırt, fasiyal ve lingual duvar varlığında, kalan diş dokusu miktarı çok ve kırık riski düşükse; direkt kompozit rezin ile restorasyonlar düşünülebilir (26, 39). Dişlerde madde kaybının çok olması durumunda; farklı tedavi seçenekleri tercih edilmelidir.

Kanal tedavisinden sonra kullanılan farklı restoratif materyallerin geriye kalan diş dokusunda oluşturduğu stresi gerilim ölçerle değerlendiren bir çalışmada; amalgam, kompozit rezin, seramik materyallerinin direkt ve indirekt uygulamaları karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak amalgam ile restore edilen dişler, en yüksek stres

değerleri göstermiştir. Bunun nedeni, uygulanan diğer materyallerin diş sert dokularına bağlanabilme özelliklerinden kaynaklı olduğu belirtilmiştir(40).

### **2.3.2. Kron Restorasyonu**

Çürük varlığı, kanal tedavisi sırasında geniş bir giriş kavitesinin açılması ve restoratif işlemler sonucu koronal diş bütünlüğü büyük oranda kaybedildiğinde, kron restorasyonları tercih edilebilmektedir (41, 42).

Tam kron restorasyonların, koronal sızdırmaya ve kırılmaya karşı konservatif restorasyonlardan üstün olduğu bilinmektedir. Bazı durumlarda kron; doğrudan kalan diş yapısının prepare edilmesiyle üretilirken, genellikle kök kanalına bir post yerleştirilip destek alınarak kor ile kron materyalinin tutuculuğu sağlanır(43). Kor yapı, postla dişe bağlanıp kayıp koronal yapıyı oluşturur; kron ise koru kaplayıp dişin estetik ve fonksiyonel özelliklerini kazandırır. Post ve korun diğer bir rolü de fonksiyon altındayken kron kenarlarını deformasyondan koruyup koronal sızıntıyı önlemektir. Post-kor oluşturulmasıyla elde edilen koronal tıkama, endodontik tedavinin başarısını olumlu yönde etkilemektedir(44).

### **2.3.3. Post-Kor Restorasyonlar**

Madde kaybının koronal yapının yarısından çok veya tamamını içerdiği aşırı kron harabiyeti bulunan endodontik tedavili dişler, pulpa odasını içine alacak şekilde kök kanalından destek sağlanılarak post-kor sistemleri ile restore edilebilirler(45).

16. yüzyılın başlarına doğru aşırı madde kaybı olan dişlerin restorasyonlarıyla ilgili ilk bulgulara rastlanmaktadır. Post-kor restorasyonlar hakkında ilk çalışmalar 18. yüzyılda Fauchard tarafından yapılmıştır (40).

Günümüzde post-kor sistemleri ile restorasyon; endodontik tedavili aşırı kron harabiyeti bulunan dişlerde yaygın olarak tercih edilmektedir. Restore etmenin amacı, destekleme, retansiyon ve yerine koyma olarak özetlenebilir (41). Post-kor restorasyon; post, kor ve koping bölümler içermektedir (46, 47). Kron ile post iki parça olarak hazırlanmasıyla dişeti üzerinde kalan kısım koronal diş yapılarını taklit ettiğinden 'kor'; kök kanalının 2/3'üne kadar uzanan, tutuculuk ve destek sağlayan kısım ise 'post' olarak adlandırılır. (48). Koping ise; siman örtücülüğünü devam ettiren, stresi hem dentinde dağıtan hem de kor ile posta ileten, ortalama 2 mm

genişliğinde hazırlanan metal bir banttır. Bu sayede kırık oluşumuna karşı ferrule etkisi sağlanmış olur. Postlar, oklüzal yükleri kök dentininden çevre dokulara doğru eşit olarak dağıtarak kor yapının retansiyonunu sağlamalıdır.

Post-kor sistemlerin endikasyonları:

1. Çürük, travma, eski restorasyonların varlığı, erozyon ya da abrazyon gibi etkenlere bağlı olarak gelişen aşırı madde kaybı mevcut, üç ya da daha fazla kavite duvarını kaybetmiş ve yeterli ferrule etkisinin oluşturulamadığı dişlerin restorasyonunda yardımcı kavitelerin, pinlerin ya da adeziv tekniklerin yetersiz kaldığı durumlarda,
2. Travmaya bağlı oluşan kırıkların tamirinde kök içinden detek alınmasına ihtiyaç duyulduğunda,
3. Mine displazileri ya da distrofileri gibi gelişimsel bozukluklar nedeniyle koronal doku kaybı bulunan dişlerin restorasyonu için,
4. Malpoze dişlerin aksiyal ve oklüzal pozisyonlarının düzeltilmesi gereken protetik tedavilerde,
5. Kökten retansiyon ve destek alınması gereken overdenture protezlerde ataçmanların köklere post- kor halinde birleştirilmesi gerektiğinde kullanılırlar.

Post-Kor Restorasyonların Kontraendikasyonları

1. Ağız hijyeni iyi olmayan ve periodontal enfeksiyon riski yüksek olan hastalarda,
2. Kökte çatlak ya da kırık varlığında,
3. Kırılmaya yatkın eğri ve ince köklere sahip dişlerde,
4. Periapikal patoloji bulunan dişlerde,
5. Kanal tedavisinin başarısızlığına bağlı olarak perforasyon oluşmuş dişlerde,
6. Kanalları kalsifiye olan dişlerde kontraendikedir (49).

#### **2.3.4. Endokron Restorasyonlar**

Endodontik tedavili dişlerin restorasyonundaki esas buluş; dentin adezivlerinin geliştirilmesiyle olmuştur. Adeziv restorasyonlar; yeterli yüzey miktarını olduğunda

makroretantif tutuculuğu sağlayan elemanlara ihtiyacın olmaması en büyük avantajlarından. Bunun sayesinde, geleneksel restorasyonlar için kanal içi postların uygulanması; bir kural olmaktan çıkmıştır. Artık, maksimum doku koruması sağlayan minimal girişimsel preparasyonlar, kök kanal tedavili dişlerin rehabilitasyonunda ‘altın standart’ olarak kabul edilir. Bu yaklaşımla endokronlar, aşırı miktarda madde kaybı bulunan endodontik tedavili keser, premolar ve özellikle molar dişlerin rehabilitasyonunda protetik olarak sıklıkla uygulanmaktadır (50).

Endokronlarla ilgili yapılan ilk çalışma; Pissis tarafından 1995 yılında yapılmış ve edokronları aşırı koronal madde kaybı bulunan dişlerin restorasyonunda ‘seramik monoblok tekniği’ şeklinde tanımlamıştır. Sonrasında 1999 yılında Bindl ve Mörmann post- korla destekli restorasyonlara bir alternatif olarak endokronu yekpare seramik restorasyonlar olarak sunmuşlardır (51, 52). Endokronlar, kavite marjinlerine ve pulpa odasının duvarlarına bağlanarak; pulpa odasından makromekanik retansiyon, adeziv simantasyon ile de mikromekanik retansiyon sağlanmaktadır.

Endokronlarda adeziv simantasyonla pulpa odası içerisinde apikale doğru bir retansiyon kavitesi oluşturulması, dengeleme ve çalışma temasları sırasında oluşan lateral kuvvetlerin pulpa odasına iletilmesini sağlar. Pulpa odasının derinliğinin artmasıyla kavite miktarı ve buna bağlı olarak adezyonda kullanılacak olan yüzey alanı artar. Böylelikle, postun köke uygulamış olduğu horizontal kuvvetler devre dışı bırakılmış olur (51).

Endokron restorasyonların endikasyonları:

- Klinik kron boyu yeterli olmayan dişler,
  - Fazla miktarda koronal madde kaybına uğrayan dişler,
  - Kısa, kalsifiye, eğri veya kırılğan kök kanalları bulunan, post uygulamayı imkânsız hale getiren dişlerde
  - Apikal rezeksiyon yapılan,
  - Dişeti çekilmesi bulunan ve furkasyonu açık dişler,
  - İnterproksimal mesafe yetersizliği durumları,
  - Yeterli diş dokusu kalmadığı için ferrule etkisinin sağlanamadığı durumlardır
- (53, 54).

Endokron restorasyonları, pulpa odasının derinliğinin 2 mm'den az olduğu, servikal kenar genişliğinin 2 mm'den az olduğu ya da adezyonun sağlanamayacağı durumlardaysa kontraendikedir (54).

İki interproksimal duvar içeren geniş kavitelere-genellikle MOD kaviterler oklüzal kuvvetleri dengelemek ve tüberkül kırıklarını önlemek için tüm oklüzal yüzeylerin kaplanması uygun olduğu varsayımına dayanarak endokronlar uygulanır (64)

Kolay uygulanabilir olmaları, maliyetlerinin az ve kısa sürede hazırlanabilir olmaları aynı zamanda estetik özellikleri endokronların avantajlarından(55).

Endokronlar, geleneksel restorasyonlara göre daha az preparasyon gerektirirler. Aynı zamanda post-kor yapının hazırlanması, gerekli durumda kron boyu uzatma ve geçici resorasyonun yapımı vb. adımları ortadan kaldırarak hem tedavi süresi hem de maliyetin düşürülmesine olanak sağlar. Kenar uyumu üzerindeki olumlu etkisi bilinen mine dokusunun korunmasıyla, restorasyonun dişe daha iyi bağlanmasını sağlar bu sayede kök kanallarına sızıntı önlenir ve periodontal yapı korunur. Endokronların etkinliği literatürde birçok çalışmayla gösterilse de (5, 11, 57, 67, 69) bu monolitik restorasyonlar; metal veya güçlendirilmiş bir seramik alt yapıyla desteklenmediğinden, bu dişlerde mine-sement sınırının altından kırıklara yol açabilir. Kırık oluşumundan kaynaklı başarısızlık risk oranının tahmin edilebilmesi, bu konuyla alakalı epidemiyolojik çalışmaların bulunmamasından dolayı güçtür.

#### **2.3.4.1.Endokron Preparasyonu**

Preparasyon; restorasyon için kullanılacak olan materyal için yeterli kalınlığı sağlayarak dişte kırık oluşumunu engelleyecek biçimde planlanmalıdır. Kavite iç açıları keskin bırakılmamalı yuvarlatılmalıdır. Bu sayede içsel gerilim azaltılır ve restoratif materyalin daha iyi adaptasyonu sağlanır. Estetik amaçla yapılan restorasyonun simantasyonu için adeziv yöntem kullanılacağından ötürü, oklüzale doğru yapılan açılardırma gerektiği durumlarda arttırılmalıdır. Vertikal duvarlar oluşturulurken frez dişin uzun aksına paralel kullanılır. Restorasyonun uyumlandırılması sırasında zorluk yaşanmaması adına preparasyondaki undercut alanlar uzaklaştırılmalıdır. Belirgin bir biçimde undercut alan varlığında ışıkla



polimerize olan bir cam iyonmer simanla bu bölgeler düzeltilir. Eğer dişte çürük ve eski restorasyonlar mevcutsa, tamamen uzaklaştırılmalıdır. Pulpa odasının duvarları anatomik yapıya uygun olacak şekilde 8-10°' lik açıyla şekillendirilir. Kanal ağzları ve kavitenin tabanı, koronal mikrosızıntıları engellemek adına ışıkla polimerize olan bir cam iyonmer simanla kapatılır. Pulpa odasının tabanı düz bir biçimde hazırlanmalıdır. Bunun için, pulpa odasında 1-3 mm yükseklikte bir santral retansiyon kavitesi oluşturulur. Koronal duvarlar, restorasyonun giriş yolunu engellememesi adına 4°' lik açıyla oklüzale doğru açılacak şekilde prepare edilir. Kalan diş duvarlarının kalınlığı, yeterli destekliğin sağlaması adına en az 2 mm olmalıdır. İyi bir bağlanma için mine dokusunun mümkün olduğunca korunması önemlidir(56, 57).

Biacchi ve Basting (58), kanal uzantılı endokron ile fiber post-kor kronla restore edilen alt molar dişlerin kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, 3 mm kök içi uzantılı endokronlarla restore edilmiş olan örneklerin basma dayanımlarının daha yüksek sonuçlarda olduğunu bildirmişlerdir. Pedrollo ve ark.(59) küçük azı dişlerini 2,5 ve 5 mm uzunluklardaki kanal uzantılarına sahip endokronlarla; 5 mm uzunluğundaki fiber postla desteklenen kronla restore edip oblik yük altında kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Sonuçta 2,5 mmlik kök içi uzantılı endokron grubu, en yüksek kırılma değerleri göstermişlerdir. Ramirez-Sebastia ve ark.(60) üst santral dişleri 3 mm kanal uzantılı endokronla 5 mm ve 10 mm uzunluğundaki fiber post destekli seramik kronlarla restore ettikten sonra kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak endodontik tedavili ön grup dişler 2 mm ferrule sağlandığında, endokronlar ve kısa fiber post destekli tam seramik kronlarla başarılı bir şekilde restore edilebilirken, uzun postların düşük kırılma dayanıklılığına ve katastrofik kırıklarasebep olduğunu bildirmişlerdir.

Ferrule kanal tedavili dişlerin başarısını etkileyen önemli bir faktördür ve bir çalışmada önemi vurgulanmıştır (61-65). Ancak kırılma dayanımına ferrulenin varlığının ve miktarının etkisini inceleyen birçok çalışmada hala fikir birliğine varılamamıştır. Farklı materyal ve restorasyon tiplerinin endokronların kırılma dayanıklılıklarına etkisini inceleyen bazı çalışmalarda ferrule oluşturulmazken (59, 66), bazılarında ise farklı uzunluklarda (1 mm, 1,5mm, 2 mm) ferrule oluşturulmuştur ferrule oluşturulmuştur(58, 60, 67-69).

## 2.4. Endokron Restorasyonlarında Kullanılan Estetik Materyaller

Endodontik tedavi görmüş olan dişlerin protetik tedavisinde tercih edilen restorasyon tipi kadar, restorasyonun üretileceği materyalin mekanik ve estetik özellikleri de son derece önemlidir. Hastaların estetik beklentilerinin artması, teknolojinin gelişmesi ile birlikte, restorasyonların daha estetik yapılabilmesi için diş hekimliğinde kullanılan materyaller sürekli gelişmektedir.

### 2.4.1. Dental Seramikler

Seramikler, diş hekimliğinde 100 yıldan beri kullanılan önemli materyallerden biridir. Seramik sözcüğü Yunan terminolojisinde topraktan yapılmış, yanmış anlamında “ceramos, ceramikos, ceramenes” kelimelerinden türemiştir. Dental seramikler silikat yapısında bulunurlar; oksijenin bir veya birden çok metal ya da yarı metal atomlarıyla kovalent veya iyonik bağ kurulmasıyla oluşan inorganik materyallerdir(70).

Seramik, MÖ 50’ li yıllarda Çinliler tarafından kullanılmıştır. Avrupa’ ya seramiğin 18. yüzyılın başlarında gelmesinin ardından Parisli eczacı Alexis Duchateau, diş hekimliğine seramiği tanıtmış ve 1774 yılında diş hekimi olan Nicholas Dubois de Chemant ile birlikte ilk kez seramik dişler üretmişlerdir. Porselenlerin asıl gelişimi ise 19. yüzyılda başlamıştır. Weinstein ve arkadaşları, 1962 yılında veneer porseleni ile metal alt yapı arasındaki ısısal genleşme katsayısı uyumsuzluğundan kaynaklanan problemi porselen tozuna % 11-15 oranında potasyum oksit ( $K_2O$ ) ilave ederek çözmüştür (71). Mc Lean ve Hughes tarafından 1963’ te alümina seramikler geliştirilerek günümüzdeki metal desteksiz seramik sistemlerin temelleri atılmıştır. 1984’ te Adair ve Grossman tarafından camın kontrollü kristalizasyonu ile dökülebilir cam seramik (Dicor, Dentsply Inc., York, PA) üretilmiştir (72). Brugges ise aynı yıllarda %70 Alumina içerikli (Hi-Ceram, Vident, Baldwin Park, CA) ısıya dayanıklı yeni bir refraktör dayı metodu geliştirmiştir. Sadoun tarafından 1989’ da slip casting yöntemiyle elde edilen alümina alt yapı cam infiltrasyonu ile güçlendirilerek yeni seramik sistemi (In- Ceram, Vident, Baldwin Park, CA) sunuldu. 1990’lı yılların başında, basınçla şekillendirilen cam seramikler (IPS Empress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) bulunmuş ve sonrasında yüksek kırılma dayanıklılığına sahip, basınçla şekillendirilebilen cam seramik (IPS Empress 2, Ivoclar Vivadent, Schaan,

Lichtenstein) sistemi tanıtılmıştır. Daha sonraları yüksek oranlarda alümina içeren, yoğun sinterize (Procera All-Ceram, Nobel Biocare, Goteborg, İsveç) alt yapı seramiği üretilmiştir(73). CAD/CAM sistemlerindeki gelişmeler; dental seramiklerin gelişimini sağlamıştır (71). CAD/CAM ile metal, seramik, kompozit ve polimer materyaller üretilmektedir.

#### **2.4.2 Dental seramiklerin sınıflandırılması**

Dental porselenler için, farklı birçok sınıflandırma sistemleri önerilmiştir.

Fırınlama ısılarına göre (74):

1. Ultra-düşük ısı seramikleri (<850 °C)
2. Düşük ısı seramikleri (850 °C-1100 °C)
3. Orta ısı seramikleri (1101 °C-1300 °C)
4. Yüksek ısı seramikleri (1300 °C) olarak sınıflandırılırlar.

Kullanım alanlarına göre(74, 75):

1. Metal destekli restorasyonların üretiminde kullanılan seramikler,
2. Hareketli protezlerdeki yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler,
3. Full kronlar, onleyler, inleyler ve estetiğin öncelikte olduğu veneer restorasyonlarda kullanılan porselenler olarak sınıflandırılırlar.

İşleme tekniklerine göre(76):

1. CAD/CAM’le oluşturulan seramikler,
2. Toz- likit karışımıyla üretilen seramikler
3. Slip casting yöntemiyle üretilen seramikler
4. Isı- basınç yöntemiyle üretilen seramikler olarak sınıflandırılırlar.

Mikroyapılarına göre(77):

1. Kristalin bazlı cam dolduruculu sistemler
2. Cam bazlı sistemler
3. Polikristalin katılar
4. Cam bazlı dolduruculu sistemler olarak sınıflandırılırlar.

İçeriklerine göre(78):

1. Metal Destekli Seramik Sistemler

- Alüminyum folyo üzerinde bitirilen dental seramikler
- Döküm metal alt yapı üzerinde bitirilen dental seramikler

2. Metal Desteksiz Seramik Sistemler (Tam Seramikler) olarak sınıflandırılırlar.

### 2.4.3 Tam Seramikler

Metal destekli seramik sistemlerin estetiği ve biyouyumluluğu konusundaki endişeler, estetik bilincin giderek artması, tam seramik sistemlerin gelişimine imkân tanımıştır. Metal destekli seramikler ile yüksek başarı oranlarına rağmen estetik diş hekimliğindeki gelişmelerle alternatif materyallere ilginin artmasına neden olmuştur.

#### Tam seramik sistemlerin endikasyonları:

1. Çürük, renklenme, abrazyon ve kırılma görülen dişlerde,
2. Estetik önceliğin olan ve kapanışta yeterli mesafenin bulunduğu kişilerde,
3. periodonsiyumun ve diş sert dokuların korunması gereken durumlarda,
4. Diastema vakalarında,
5. Kısa dişsiz boşluklarda,
6. Metal alerjisi olanlarda,
7. Aşırı miktarda doku harabiyeti olan kanal tedavisi görmüş dişlerde,
8. Kule defektlerinde,
9. Obtüratör protezlerde
10. Diş arkında yerleşim ya da şekil bozukluğu olan dişlerde anatomik yapıyı sağlamak ve bunun sayesinde estetik ve çapraşıklığı düzenlemek için,
11. Black 1, 2, 3, 4, 5 kaviterde tam seramik restorasyonlar şeklindedir (79-81).

#### Tam seramik sistemlerin kontrendikasyonları:

1. Karşılıklı teması gerektiren sporla ile uğraşanlarda, aktif ve kuvvetli kas sistemi olan bireylerde, pipo kullananlarda ya da bazı meslek alışkanlıklarına sahip kişilerde,

2. Diş preparasyonunun ardından kapanış mesafesinin 1 mm' den daha az olduğu durumlarda,

3. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkları olan kişilerde,

4. Klinik kron boyu kısa olan dişlerde,

5. Örtülü kapanışı olan ve ileri itimin artmış olduğu kişilerde,

6. Periodontal desteği yetersiz olan dişlerde,

7. Daha önce basamaksız kesim yapılmış olan dişlerde tam seramik restorasyonlar tercih edilmemelidir. (80, 81).

#### **Tam seramiklerin avantajları:**

1. Metal seramik restorasyonlarda bulunan translüsensi eksikliğinin görülmemesi ve böylece doğal diş yakın estetik görünümün sağlanması,

2. Metal destekli seramiklerde alaşımdan kaynaklı, korozyon, alerjik ve toksik etkiler, dişetinde gri renklenme görülürken tam seramik restorasyonlarda görülmemesi,

3. İnert yapıda olmalarından dolayı daha az elektrik ve ısı ileterek termal hassasiyeti azaltmaları, (82)

4. Seramiğin iç yüzeyinde bulunan opak tabakasının doğal olmayan yansımaları ve metal bant görünümü olmadığından mükemmel bir estetiğe sahip olmaları,

5. X ışınlarına karşı geçirgen olmaları sayesinde kron altındaki dişin kök kanalı ve mevcut olan dolgunun rahatlıkla izlenebilmesi,

6. Seramik ve alt yapısı kusursuz bir şekilde birleştiği için, metal seramik birleşimindeki gibi çatlak, kabarcık ya da ayrılmanın görülmemesidir (79).

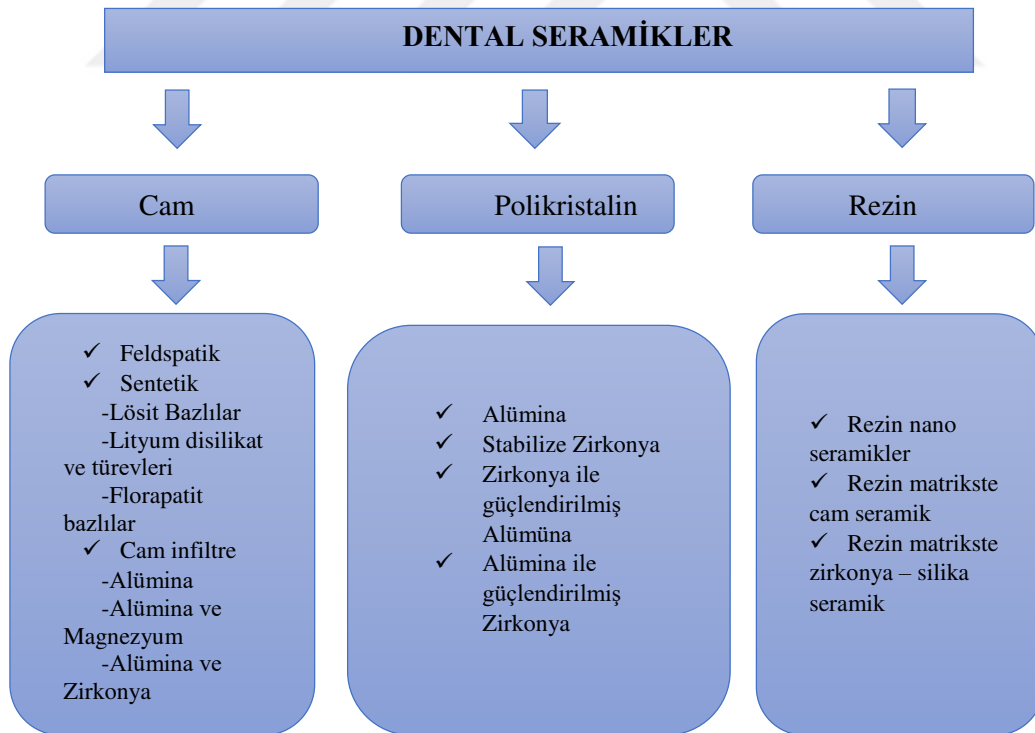
#### **Tam seramiklerin dezavantajları:**

1. Kırılgan yapıda olmaları,

2. Seramik sistemlerin basamaklı kesim gerektirmelerinden ötürü üst çene arka grup dişlerde uygulamanın zor olması,

3. Diş kesiminin metal destekli seramik kronlara göre daha çok dikkat gerektirmesi,
4. Laboratuvar çalışmalarının daha titiz ve dikkatli bir çalışma gerektirmesi,
5. Maliyetinin yüksek olması ve
6. Ek laboratuvar ekipmanları gerektirmesidir (81).

Mevcut seramik sınıflamaları, yeni geliştirilen rezin kompozitlerle seramiklerin özelliklerini birleştiren yüksek dolduruculu seramikler olan rezin- matriks seramikleri içermemektedir. Bu malzemeler, seramik benzeri özellikler içerdikleri için Amerikan Diş Hekimliği Birliği (ADA) tarafından 2013' te "seramik" olarak sınıflandırılmıştır. Gracis ve diğerleri, seramik materyallerini 3 grup altında incelemişler, daha önceki sınıflamalara yeni bir grup ilave etmişlerdir.



**Şekil 2.1.** Dental seramiklerin sınıflandırılması (Gracis S. 2015)

#### **2.4.4. Cam matriks seramikleri**

##### **2.4.4.1. Feldispatik seramikler**

Tabakalama tekniği ile kor bir yapı ya da metal destek üzerine kullanılan üst yapı seramikleridir. Dirençlerinin düşük olmasından dolayı altyapı desteği olmadan kullanılamazlar (83). Feldispatik seramikler, inley, onley, laminate veneer, anterior kron restorasyonlarında kullanılabilirler ancak kırılma dirençlerinin düşük olmasından dolayı endokron ve köprü restorasyonlarında ve kullanımı sınırlıdır(84).

##### **2.4.4.2. Löstit içerikli seramikler**

Dental seramiklerde kullanılan ilk doldurucular, löstit olarak adlandırılan kristalin mineral partikülleridir. %17- 25 ağırlıkta löstit doldurucuların cam seramik porselenlere eklenmesiyle bu porselenlerin fırınlama sırasında dental alaşımlarla uyumlu olması sağlanmaktadır (83). Löstit yapısındaki cam tozlarına ısıtma işlemi uygulanmasıyla gren sınırlarında kristal odaklarının oluşumu sağlanır. Kristal odaklarının gren merkezine doğru büyümesiyle beraber yapı içerisinde %40 oranında löstit kristali oluşur(85). Löstitle güçlendirilmiş seramiklerin uygulama alanları tek kron yapımı, laminate veneer, inley ve onleyle sınırlı kalmaktadır (84, 86).

##### **2.4.4.3 Lityum disilikat içerikli seramikler ve türevleri**

##### **Lityum disilikat içerikli seramikler**

İlk olarak 1959’ da geliştirilmiştir. Fakat o dönem bu materyalin düşük kimyasal özellikleri, yetersiz yarı geçirgenliği, laboratuvar ortamda üretiminin karmaşık ve zaman alıcı olması, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumu gibi dezavantajları sebebiyle diş hekimliğinde o dönem yer bulamamış ve kullanımı terk edilmiştir (87). Tam seramikleri köprü restorasyonlarda kullanabilmek ve tam seramik restorasyonlarla adeziv simanların birlikte kullanımını arttırmak için lityum disilikat esasına dayanan bir seramik sistem geliştirilmiştir. Empress II (Ivoclar Vivadent) sisteminde, lityum disilikat cam kor materyali bulunmaktadır (88, 89). Lityum disilikat, rastgele ve iç içe geçen tabaka şeklinde pek çok kristalden oluşmaktadır.

Dayanım açısından değerlendirildiğinde iğnemsiz kristaller, çatlakların yön değiştirmesinin ve kollara ayrılmasının önüne geçmektedir. Seramiğin yapısında oluşan çatlak, lityum disilikat kristalleri sayesinde bükülme dayanımında artışa neden olmaktadır. 1998 yılında Ivoclar Vivadent tarafından piyasaya sürülen IPS Empress II' nin lösitle güçlendirilmiş tam seramik olan IPS Empress' den en büyük farkı yapısında %60 bazında lityum disilikat içermesidir. Kayıp mum ve ısıyla presleme teknikleriyle kullanılan lityum disilikat esaslı cam seramiktir. Isısal genleşme katsayısı da  $10,5 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1} \text{ m/m}$  dir. Tercih edilen renkteki seramik ingot,  $920^\circ\text{C}$  ye ulaştıktan sonra vakumla basınç altında preslenir. IPS Empress II' nin kırılma direnci 300-400 MPa olup IPS Empress'e göre 3 kat artmıştır (90, 91). Anterior bölgede 3 üyeli köprü restorasyonlar ile 2. premolara kadar olan ve en fazla 1. premolar genişliğinde gövdeye sahip olan restorasyonlar için endikedir (89, 92). Kimyasal yapısı, üst yapı seramiğinin translusensi özelliğini arttıran florapatit kristalleri ve dayanıklılığını arttıran lityum disilikat kristallerinden oluşur (92).

2005 yılında kimyasal yapısı IPS Empress II ile aynı olmasına rağmen fiziksel özellikleri (bükülme dayanımı 360-440 MPa' dır), fırınlama işlemi ve yapısındaki değişikliklerden (ek olarak;  $\text{MgO}$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  ve  $\text{ZrO}_3$  içermektedir) dolayı farklılık gösteren IPS e.max press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) piyasadaki yerini almıştır. IPS e.max, yapısında %70 oranında sahip olduğu lityum disilikat kristalleri sayesinde, ışık geçirgenliği ve mekanik özellik açısından IPS Empress II' ye göre çok daha üstündür. IPS e.max Press seramikler; laminate veneerler ve köprüler için kor yapı olarak, anterior ve posterior da tek diş restorasyonlarda kullanılmaktadır. Hem ısıyla presleme hem de CAD/CAM teknolojisiyle restorasyon üretimini mümkün kılmaktadır (93).

Farklı endikasyonlarda kullanılmak üzere 5 farklı düzeyde translusens özelliği olan ingotları bulunmaktadır. Bunlar;

- HO (Highly opaque- yüksek derecede opak)
- MO (Medium opacity- orta derecede opak)
- MT (Medium translucency- orta derecede translusent)
- LT (Low translucency- düşük derecede translusent)
- HT (High translucency- yüksek derecede translusent)



MO ve HO ingotlar çok fazla opak olmaları nedeniyle aşırı derece renklenmiş dişlerde veya metal altyapılı restorasyonlarda alttaki diş renginin yansımalarının önüne geçilmek istenildiği durumlarda devreye girmektedir. LT'den HT'ye kadar olan translusens grubu ingotlar ise estetiğin önemli olduğu lamina veneer gibi ince restorasyonlar yapılması planlanan durumlarda ön plana çıkmaktadır. İnley, onley, kron, lamina veneer, hibrit abutment, hibrit abutment-kron gibi restorasyonların yapımında kullanılabilir. Translucens ingot gruplarında restorasyonun final rengi hem kazıma (cut back) hemde boyama teknikleriyle (staining) sağlanırken opak ingot gruplarında sadece tabakalama tekniği (layering) kullanılarak sağlanır (94).

**IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein):** IPS e.max Press ile aynı kimyasal yapıda olup CAD/CAM sistemleriyle kullanılmak amacıyla geliştirilen lityum disilikatle güçlendirilmiş cam seramiklerdir. Her iki materyal de içerik anlamda birbirine çok benzemekle birlikte frezelenerek şekillendirilen bloklar üretimleri esnasında farklı ısıl işlemlere tabii tutulmaktadır. Böylelikle IPS e.max CAD bloklar yarı kristalize edilmiş olarak, (Mavi-mor renkte) piyasaya sürülür. Yarı kristalize edilmiş bloklardaki lityum metasilikat ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ), temel kristal fazdır. Bloklardaki kısmi kristalizasyon şeklindeki lityum metasilikat kristalinin amacı, frezeleme işlemi esnasında kazıyıcıların gereksiz yere aşınmasını önlemek, kazıma esnasında parçacık kopması riskini düşürmek ve restorasyonun hızlı ve kolay bir şekilde kazınmasını sağlamaktır (95, 96). Bu bloklardan frezelemeyle restorasyon üretilmesi için üç aşamayla kristalizasyon işlemi gerekmektedir. İlk aşama; metasilikat kristallerinin irileşmesini temin etmek ve maksimum sayıda çekirdek elde etmek amacıyla 450-550 °C' de 5 dakika - 1 saat arasında fırınlanır. Bu işlem soğutma esnasında da yapılabilir. İkinci aşamada ise cam blok, nano-lityum ortofosfat çekirdeklerinden lityum metasilikat kristallerini oluşturmak adına 10- 30 dakika kadar 690-710 °C' de fırınlanır ve sonrasında oda sıcaklığına kadar soğutulur. Mavi- mor renkteki 130 MPa' lık bükülme dayanımına sahip bu blok, kırılma olmasına karşın mikro yapısı sayesinde istenen restorasyonu oluşturmak için frezelenmeye hazır hale gelmiştir. 3. aşama ise, restorasyonun istenen formunun CAD/CAM' le elde edilmesinden sonra, lityum disilikat fazını ve az miktarda lityum ortofosfat kristallerini çöktürmek adına restorasyonun 850 °C' de 20- 30 dakika fırındığı aşamadır.

Böylelikle materyalde %0,2' lik büzülme gerçekleşir. Bu aşama, lityum metasilikat kristallerinin etrafında çevrelenen cam silikayla katı hal reaksiyonuna girmesi sonucunda; materyalin hacimce %70'lik kısmını oluşturan, küçük çubuk şeklinde birbirine kilitlenmiş biçimde 1,5 µm uzunluğundaki lityum disilikat kristallerinin meydana gelmesiyle sonlanır. Oluşan kristal yapı, malzemenin bükülme dayanımının 360 MPa ve kırılma direncinin 2.25 MPa. m<sup>1/2</sup> gibi yüksek değerlerde olmasını sağlar (97-99).

Yüksek kırılma ve bükülme dayanımları sayesinde IPS e.max CAD tam seramik restorasyonlar, dental arktaki tüm bölgelerde laminate veneer, tek kron, inley, onley, parsiyel kron, implant üstü kron ayrıca son destek diş 2. küçük azı olmak üzere üç üyeli köprü restorasyonların endikasyonlarında kullanılabilir(94).

Tam seramik sistemlerin dayanımı, kullanılan alt yapıyla üst yapı seramiği arasındaki bağlantı dayanımına, krun kalınlığına, seramik çeşidine, restorasyonun tasarımı ve simantasyon metoduna bağlıdır (100). IPS e.max restorasyonların simantasyonunda genellikle adeziv simanlar kullanılırken, üretici firma geleneksel simanların da kullanılabileceğini bildirmiştir. Ayrıca IPS e.max CAD, adeziv simanlarla bağlandığında geleneksel simanlara kıyasla yüksek bağlanma dayanım değerleri elde edilmiştir (94).

Son zamanlarda bazı dental firmalar, Amber Mill (Hass, Kangreung, Korea) ve Nice Blok (Straumann, Basel, Switzerland) gibi kendilerine ait lityum disilikat esaslı CAD/CAM seramiklerini piyasaya sürmüşlerdir.

### **Zirkonyum içerikli lityum silikat seramikler (ZLS)**

Yeni geliştirilmiş ve CAD/CAM sistemleriyle uyumlu olan zirkonya katkılı lityum silikat cam seramikler; opelasans ve floresans gibi özellikleri, iyi kenar uyumu, yüksek mekanik dayanıklılık ve mükemmel bir estetik için translusesiyle zirkonya ve cam seramiklerin sahip oldukları avantajları birleştirmektedir. ZLS'nin mikro yapısındaki mevcut zirkonya; lityum metasilikat kristalleri üzerinde çekirdekletiren madde olarak görev yapar ve çatlak riskini engeller (101). Zirkonyanın kübikten tetragonale, tetragonalden monoklinik fazlara dönüşümleri, sırasıyla %2,31 ve %4,5' lik hacim artışlarına neden olur ve böylelikle çatlak ilerlemesi durur (101-103). Bunlar sayesinde, Zirkonyum içerikli lityum silikatın LDS seramiklere göre kırılma direnci azalır

ve dayanıklılığı artar (101-104). Bu gruba dahil olan materyaller arasında Celtra Duo (Sirona Dentsply, Milford, DE, A.B.D) ve Vita Suprinity (Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Almanya) bulunur. İlk zirkonyum katkılı lityum silikat materyal Vita Suprinity' dir ve ağırlığının %56-64' ü silikon dioksit, %15-21' i lityum oksit, %8-12' si zirkonya, %10' dan daha azı çeşitli bileşenlerden oluşur. İnley, onley, anterior ve posterior kron, parsiyel kron, anterior ve posterior implant üstü kron ve lamine restorasyonlarında kullanılmaktadır(102). ZLS restorasyonlar için minimum 1 mm monolitik kron kalınlığının uygun olduğu bildirilmiştir. (105). Celtra Duo, ağırlıkça %10' unu zirkonyanın oluşturduğu bir diğer zirkonya içerikli lityum silikat materyalidir. Her ne kadar iki ticari marka tarafından her iki blok üretilmiş olsa da yarı kristalize blok olarak Suprinity, tam kristalize blok olarak ise Celtra Duo yaygın olarak kullanılmaktadır. Vita Suprinty ve Celtra Duo arasındaki belirgin fark  $\text{Li}_2\text{SO}_3$  boyutlarıdır (106).

ZLS temel olarak iki farklı teknikle üretilebilmektedir. Bunlar, CAD/CAM ve ısıyla presleme tekniğidir. Üreticiler CAD/CAM sistemlerinde kullanılan ZLS blokları tam veya yarı kristalize olarak piyasaya sunmuşlardır. Tam kristalize bloklar kazıma ve parlatma işlemleri sonrası hastaya uygulanabildiği gibi, üretici önerisiyle ilave bir fırınlama yapılarak dayanıklılığı artmış olarak da kullanılabilirler. Yarı kristalize ZLS materyali üretildikten sonra kristalize edilerek son halini alır. Yarı kristalize Suprinity kazıma ünitesinde elde edilip polisajı tamamlandıktan sonra 840°C sıcaklıkta 8 dk kristalize edilerek restorasyon tamamlanır. Tam kristalize olan Celtra Duo kazıma ve polisaj işlemi sonrasında kullanıma hazırdır. Ancak üretici talimatıyla 820°C sıcaklıkta 8 dk süre ile fırınlanarak dayanıklılığı artırılabilir. Bu ilave fırınlama sonrası materyalin bükülme dayanımının 210 MPa'dan 370 MPa'ya çıktığı bildirilmiştir (107).

#### **2.4.4.4. Florapatit içerikli seramikler**

Feldspatik camı matris içerisinde dağınık halde bulunan florapatit kristallerinden oluşurlar (108, 109). Florapatit kristalleri ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{F}_2$ ) ise 300 nm çapında ve 2-5  $\mu\text{m}$  uzunluğunda iğ şeklindedir. Bu kristaller restorasyonlarda, opalesans ve translüsens vb. optik özellikler sağlamaktadır (110).

#### **2.4.4.5. Cam infiltre seramikler**

Birbirine geçmiş mikro yapı konsepti diş hekimliğinde ilk kez 1980' de tanıtılmıştır. Poröz seramik bir ağ (spinel, zirkonya, alümina), düşük viskoziteli camla infiltre edilerek sistemin gelişimi sağlanmıştır (111). In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Vita, D-Bad Sackingen) sisteminde, sinterlenmiş oksit alt yapıya erimiş cam partikülleri infiltre edilmiştir (112, 113). Bu sistemde kimyasal içeriğe göre hazırlanan alt yapıya göre, In-Ceram Spinell, In-Ceram Zirkonya ve In-Ceram Alumina olmak üzere 3 çeşidi mevcuttur (113).

#### **In-Ceram Alumina**

Yapıya alumina ilave edilerek üretilen seramiklerdir (VITA Zahnfabrik, Vita, D Bad Sackingen) (114). Bu sistemde; yoğun  $Al_2O_3$  partikülleri, refraktör day üzerinde  $11200\text{ }^{\circ}C$ ' de 10 saat kadar sinterlenir. Oluşan poröz yapının dayanıklılığını artırmak, çatlak yayılımını ve poröziteyi azaltmak amacıyla  $11000\text{ }^{\circ}C$ ' de 4 saat kadar 2. bir fırınlama işlemiyle lantanhum camı infiltre edilir (79, 115). In-Cream Alumina hem ön hem arka bölgede tek kron ve 3 üyeli köprü restorasyonlarında endikedir (79, 113, 116). Yarı opak yapıda olmasından dolayı ışığın geçişine tam olarak izin vermez, bu durum sınırlı estetik olanağa sebep olur(113, 117)

#### **In-Ceram Spinell**

Cam infiltre magnezyum ile alumina karışımından ( $MgAl_2O_4$ ) oluşur ve In-Ceram Alumina' yla benzer üretim aşamalarına sahiptir. 1994' te In- Ceram Spinell sistemi (VITA Zahnfabrik, Vita, D-Bad Sackingen), In- Ceram Alumina sisteminin opak alt yapısına alternatif olarak üretilmiştir. In- Ceram Alumina' ya göre bükülme direncinin daha düşük olmasına karşın translüsent özelliği daha iyidir. Yüksek estetik beklentinin olduğu ön bölge kron endikasyonu bulunmaktadır (79, 113, 116).

#### **In-Ceram Zirkonya**

In-Ceram Alümina sistemine %35 oranında parsiyel stabilize zirkonyayla cam infiltre edilen alümina içeren modifikasyonudur. In-Ceram Zirkonya (VITA Zahnfabrik, Vita, D-Bad Sackingen) opak özellikteki kor yapıdan dolayı anterior

bölgede pek tercih edilmez. Buna karşın posterior bölge kron ve köprü restorasyonlarında endikasyonu bulunur(79).

#### **2.4.4.5. Polikristalin seramikler**

İçeriğinde asitlenebilen bir cam faz bulunmamakla birlikte kristal atomlarının düzenli bir biçimde dizilmesiyle yoğun bir yapı oluşturmaktadırlar(118). Bu yapı sayesinde polikristalin seramiklerin çatlak ilerlemesi zorlaşır, bu da diğer seramiklere kıyasla daha sert ve dayanıklı olmalarını sağlar. Tam seramiklere alt yapı materyali olarak kullanılan ve oldukça dayanıklı olan bu seramikler, uygun bir cam seramikle veneerlendikleri zaman estetik açıdan da oldukça başarılı restorasyonlar elde edilebilmektedir(86). Günümüzde veneerlerdeki başarısızlıkları engellemek adına monolitik şekilde de üretilmektedirler (119).

#### **Alümina seramikler**

Bu malzeme yüksek saflıkta alüminyum oksitten ( $Al_2O_3$ ) oluşmaktadır. Çok yüksek dayanıklılığa ve sertliğe (17- 20 GPa) sahip bir materyaldir. Dental seramiklerin içerisinde en yüksek elastik modüle ( $E = 300$  GPa) sahip olan seramiklerdir (83, 120, 121). Yarı sinterize alüminyum oksit bloklardan, CAD/CAM yardımıyla alt yapı şekillendirilmektedir. Yüksek ısılarda tam sinterize edilirler. Veneer porseleni olarak kullanılan bu alt yapı materyaliyle son derece estetik restorasyonlar yapılabilme mümkündür. Ayrıca bu sistemle anterior ve posterior bölgede inley, onley ve kron restorasyonları da endikedir(122).

#### **Stabilize zirkonya**

Zirkonyum oksit; monoklinik, tetragonal ve kübik formlarda bulunan polimorf yapıdadır. Saf zirkonya; oda sıcaklığında monoklinik fazda ve  $1170\text{ }^{\circ}\text{C}$ ' e kadar stabildir. Bu derecenin üzerine çıkıldığı zaman tetragonal form;  $2370\text{ }^{\circ}\text{C}$ ' nin üstüne kadar ısıtıldığında kübik form oluşur. Soğuma işlemi de  $1070\text{ }^{\circ}\text{C}$ ' de tetragonal- monoklinik faz değişimi gerçekleşir. Böylece % 4'lük hacim artışı gerçekleşir(83, 123). Hacimdeki bu artışla çatlaklar kapatılabilir ve böylelikle materyalin kırılma dayanıklılığı artmış olur. Bu özellik "transformasyon sertliği" olarak bilinir. Oda sıcaklığında zirkonyanın tetragonal ya da kübik fazı nedeniyle

itriyum, seryum ve magnezyum gibi oksitlerle kısmi veya parsiyelize stabilize edilmelidir(83, 124). Zirkonya, mikro yapılarına göre; tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP), kısmen stabilize zirkonya (PSZ) ve tamamen stabilize zirkonya (FSZ) olarak sınıflandırılmaktadır. TZP' ler çoğunlukla itriyum (Y) ya da seryumla (Ce) stabilize edilmiş tetragonal fazdan oluşan monolitik materyallerdir. PSZ, bir kübik matriks içindeki nano boyutlu tetragonal ya da monoklinik parçacıklardan oluşurken; FSZ' de ise zirkonya kübik formda olup, %8 molden fazla itriyum oksit içermektedir(83, 125). Diş hekimliğinde zirkonyumlar TZP' dir ve Y- TZP en yaygın şekilde kullanılan formudur, çünkü bu form işlenme ve sinterlemeden sonra en yüksek dayanım ve kırılma dayanıklılığına sahip halidir (83).

#### **Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina, alümina ile güçlendirilmiş zirkonya**

Zirkonyanın genelde tetragonal fazda kısmen stabilize olması ve alüminanın orta düzeyde dayanıklılık göstermesinden ötürü alümina-zirkonya (ZTA) ve zirkonya-alümina (ATZ) geliştirilmiştir (83, 126). Alümina ya da zirkonya oranları üreticilerin formülasyonuna bağlı değişebilmektedir. Sınıflandırma için, alümina-zirkonyanın ağırlıkça % 50' sinden fazlası alumina, zirkonya-alüminanın ise % 50'sinden fazla zirkonya içermesi gerektiği bilinmektedir (83). Bu seramikler, Y- TZP' ye göre, daha yüksek kırılma dayanımına, düşük ısı bozulmasına ve Y- TZP' den 2 kattan fazla döngüsel yorulmaya karşı dirençlidir (83, 127, 128).

#### **2.4.4.6. Rezin matriks seramikler**

Son zamanlarda CAD/CAM' le şekillendirilebilen seramik ile kompozitin olumlu özelliklerini birleştirerek alternatif materyaller üretilmiştir. Bu materyaller yüksek oranlarda seramik partikülleriyle doldurulan organik matriks içerir(83). 2013 yılında ADA, seramiğin tanımlamasında 'büyük bölümü cam, porselen, seramik ve/veya cam-seramik gibi inorganik refraktörden oluşan, preslenen, pişirilen, polisajlanan ya da millenen materyaller' olarak ifade etmiştir (83). Bu materyaller, organik içeriklerinin az; % 50'den fazla inorganik içeriklerinin olmasından ötürü 'seramik benzeri materyaller' şeklinde kategorize edilirler ve avantajları kompozitlerle benzerlik göstermektedir. Tamirlerinin benzer kompozitlerle yapılabilmesi, karşıt dişte daha az aşındırmaya sebep olmaları, minimal preparasyon gerektirmeleri ve rezin simanlarla

kimyasal uyumlulukları önemli avantajlarından (129, 130). Ayrıca kırılabilirliği ve pörözitesi daha azdır. Ek olarak frezleme esnasında marjinlerde oluşabilecek kırılmalara ve çatlaklara seramiklere göre daha dayanıklıdırlar. Seramikler gibi şekillendirildikten sonra ısı uygulanmasına gerek yoktur ve daha kısa sürede restorasyonun yapımı mümkündür (131-134). Albero ve ark. rezin matrikslerin ya da nanoseramiklerin, seramiklere göre diş sert dokularına daha benzer bükülme dayanımına, elastik modülüne ve daha az sertliğe sahip olduklarını, restoratif materyal olarak bir alternatif olabileceklerini bildirmişlerdir (135). Yeni geliştirilen bu materyaller, seramiğin renk stabilitesi ve dayanıklılığıyla kompozitlerin düşük aşındırma özelliklerini ve iyi bükülme dayanımını birleştirmişlerdir (136). Bu materyaller, polimer infiltre seramik ağ (PICN), rezin-matriks seramik, rezin nanoseramik, hibrit seramik ya da seramik esaslı interpenetran faz kompozitleri gibi çeşitli şekilde isimlendirilmişlerdir (83, 104, 137).

### **Rezin nanoseramik**

Rezin nanoseramikler, kompozit ve esas olarak seramiğin karışımıdır. Bu materyaller; Nacera Hybrid (DOCERAM Medical Ceramics GmbH, Almanya), Lava Ultimate (3M ESPE, Almanya) ve Cerasmart' tır (GC, Japonya). Lava Ultimate' in ağırlığının % 80' ini rezin matriks içerisinde nanoseramik parçacıkları oluşturur (73, 116). Nanoseramik parçacıkları, yüksek oranda çapraz bağ oluşturan ve polimer matriksi güçlendiren 3 farklı nanopartikülden oluşur (73). Lava Ultimate, yüksek ısı uygulanarak üretildiği için frezlendikten sonra tekrardan fırınlanması gerekmez. Matriks kısmıysa üretan dimetakrilattan (UDMA) oluşur ve fotopolimerizasyondan ziyade ısıyla polimerize olmaktadır (137). Lava Ultimate, cam seramiklerden daha az kırılabilirliğe ve dentine eşdeğer elastikiyet modülüne sahiptir. Esnek oldukları için çiğneme esnasında çatlama ve chippinge karşı oldukça dirençlidirler. Düşük elastik modülleri sayesinde çiğneme kuvvetlerini daha iyi absorbe ederler (138). Hatta çiğneme yükleri altında birçok CAD/CAM seramiklerinden çatlak yayılımının daha az olduğu rapor edilmiştir (139, 140). Avantajları; iyi aşınma direnci göstermesi, kolayca ajüste edilebilmesi ve yeniden cilalanabilmesi, laboratuvar aşamasının az olması, bükülme dayanımının yüksek olması, geleneksel seramiklere kıyasla antagonist dişte oluşan aşınmanın daha az olması, lekelerle karşı dirençli olması, intraoral ya da ekstraoral olarak renklendirme yapılabilmesidir (140). Bu gruptaki bir diğer

materyalse Cerasmart' tır (GC, Japonya). Ağırlıkça %71' ini doldurucu partiküller oluşturduğundan üretici firma nanoseramik olarak adlandırmıştır (141). Nacera Hybrid (DOCERAM Medical Ceramics GmbH, Almanya) ise yeni geliştirilen hibrit seramiktir. CAD/CAM' le kullanılmakta ve restorasyonun üretilmesinin ardından tekrar fırınlama ihtiyacı duyulmamaktadır. Cam yapının tamamen silanizasyonu gerçekleştirildiğinden uzun süreli renk stabilizasyonunu korur. Elastikiyet modülü çiğneme esnasında oluşan stresleri dağıtarak materyalin yorulma ve kırılma risklerini azaltır.

#### **Rezin matriks içinde infiltre edilmiş cam seramik**

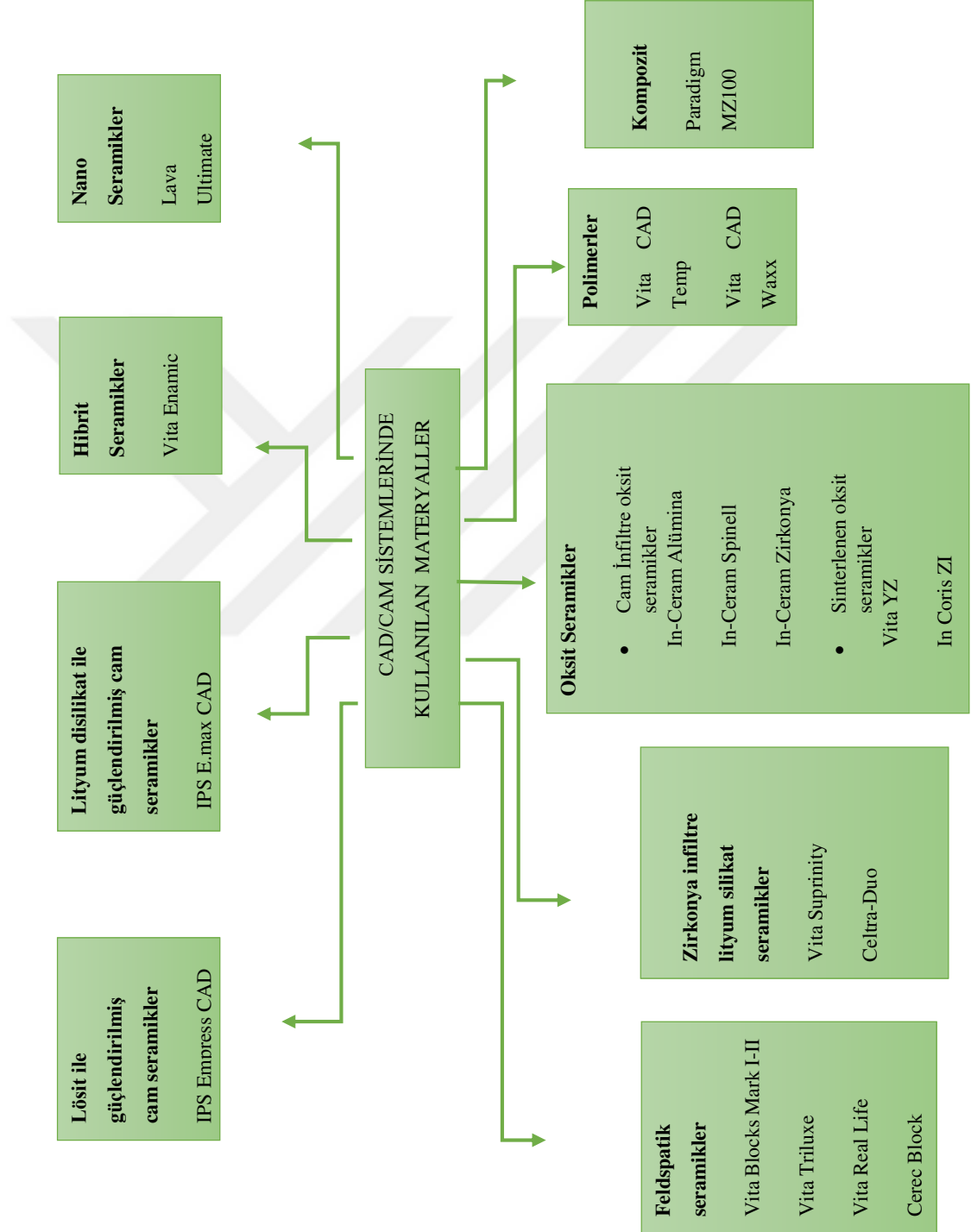
Bu seramik grubu, birbirine bağlı olan ağlardan (baskın bir seramik ve bir polimer) oluşur (142). Ağ yapısı; feldspatik seramik orijinli bir fazdan ve bir güçlendirme için eklenen küçük kristal halindeki zirkonyadan oluşur(143). Vita Enamic bu grupta yer alır (Vita Zahnfabrik, Almanya). Enamic' in avantajları; düşük kırılma dayanıklılığının az olması, çatlak/kırık olmaksızın ince bölgelerde şekillendirebilme imkanı, tam seramiklere kıyasla yüksek elastikiyete sahip olması, üretilen restorasyonların elmas frezler ile milledenebilir olması, milledeme süresinin kısa olmasıdır(83).

#### **Rezin matriks içinde zirkonya-silika seramik**

Ağırlıkça farklı seramik yüzdeleri içeren farklı organik matriks içeren materyallerdir. Bu içerikteki materyaller Paradigma MZ (3M ESPE, ABD) ve Shofu Block'dur (Shofu, Japonya)(83, 141).

Günümüzde, farklı endikasyon ve özelliğe sahip bir çok dental seramik ve kompozit materyali modern diş hekimliğinde kullanılmaktadır(137). Bu materyaller, ısı-basınçla preslenerek, revetman üzerinde şekillendirilerek veya CAD/CAM ile restorasyon haline getirilir(145). CAD/CAM sistemleri; standart maliyeti düşürerek yüksek kalitede materyallerle restorasyonlar üretebilmektedir. Bu materyallerle üretim süreci standart hale getirilerek, düşük maliyetli, yüksek dayanıklılıkta restorasyonlar üretebilmek adına CAD/CAM teknolojisi hızla geliştirilmektedir(146).





Şekil 2.2. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller

## 2.5. Rezin Simanlar

Tam seramik kronun 1990'ların başında tanıtılmasından günümüze kadar, simantasyonlarında birçok siman kullanılmıştır. Simantasyonda önceleri geleneksel simanlar kullanılırken, günümüzde kompozit rezin simanlar yaygın olarak kullanılmaktadır. Konvansiyonel simanlara göre rezin simanların avantajları; çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı olması, yüksek elastisite modülü, yüksek bağlanma direncinin yüksek olması, ve çözünürlüğünün düşük olması şeklindedir(147). Rezin simanların çoğunluğunda ağırlığının % 50-70 oranında silika ve cam bulunur. Bu doldurucular sayesinde simanlar, basma dayanımlarının yüksek olmasına, çözünürlüklerinin az olmasına, gerilim kopmasına karşı direnç göstermelerine sahiptirler (148). Rezin simanın yapısı; Bisfenol Glisidil Metakrilat (BIS-GMA) ya da renk değişimine direnci ve daha iyi adezyon sağlayan üretan dimetakrilat (UDMA) benzeri organik bir polimer matris ve içerisinde dağılmış olarak bulunan borosilikat cam, kuartz, zirkonyum, stronsiyum, baryum, lityum, alüminyum silika, iterbiyum vb. inorganik doldurucu partiküllerle; bu iki yapının arasında bulunan ve adezyonu sağlayan ara fazdan meydana gelir (149). Kompozit rezin simanların dezavantajları arasında, polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı oluşan bağlanma yüzeyindeki mikrosızıntı şeklinde sıralanabilir. Simantasyon işleminden sonra, sertleşme esnasında oluşan düşük pH; pulpal dokularda irritasyona neden olur (147). Ayrıca uygulamalarının zor olması, hassas bir çalışma gerektirmeleri, artık simanın sertleşmeden sonra temizlenmesinin zor olması ve neme karşı hassasiyetleri kullanımlarını kısıtlamaktadır(150).

Diş yüzeyiyle rezin siman arasındaki bağlantının iyi olması için yüzey pürüzlendirilmeli ve adeziv ajan uygulanmalıdır. Rezin simanlar yüksek mekanik ve fiziksel dayanıklılığa ve düşük çözünürlülüğe sahiptir. Birçok renk opasite seçeneği bulunan kompozit rezin simanlar farklı moleküllere bağlanabilme yeteneğine sahiptirler. Dental seramiklerin altında kullanıldığı zaman ise seramiğin kırılma direncini arttıırırlar. (151).

### **2.5.1. Rezin simanların sınıflandırılması**

#### **2.5.1.1 Rezin simanların polimerizasyon mekanizmalarına göre sınıflandırılması**

##### **a. Kimyasal olarak Polimerize olan Rezin Simanlar**

Baz ve katalizörden oluşan ikili sistem şeklindedirler. Kimyasal polimerizasyon, katalizör olan benzoil peroksitin baz olan tersiyer aminle reaksiyonu sonucu oluşmakta olan serbest radikaller aracılığıyla başlamaktadır(152). 2,5 mm'den fazla kalınlık değerlerine sahip olup ışık iletiminin yeterince sağlanamadığı post ve restorasyonların simantasyonunda endikedir. Kimyasal polimerize ya da hem kimyasal hem de ışıkla polimerize rezin simanlarda bulunan amin hızlandırıcılar ve inhibitörlerdeki reaktif grupların oksidasyonu, renk değişimine neden olabilir. Renk stabiliteleri iyi olmadığından; bu siman çeşitleri tam seramik restorasyonların simantasyonlarında kullanılırken; restorasyon kalınlığının göz önünde tutulmalıdır (153, 154).

##### **b. Hem Kimyasal Hem Işıkla Polimerize olan Rezin Simanlar**

Bu grupta hem ışıkla hem de kimyasal sertleşen rezin simanların avantajları birarada yer almaktadır. Çift pat formundadırlar. Işıkla sertleşen simanlardaki kamforkinon ile kimyasal olarak polimerize olan simanlardaki amin/peroksiti beraber içerirler. Işık ile başlayan polimerizasyon, kimyasal olarak tamamlanır. Polimerizasyonun başlamasında ışık uygulaması yeterlidir; ancak kendiliğinden polimerize olan katalizör, tam sertleşme için bulunmalıdır(155). Bu simanlar, translusent restorasyonların ışığın penetrasyonuna bir miktar izin verdiği ve polimerizasyonun sadece ışıkla tamamen sağlanamadığı kalınlıktaki restorasyonların simantasyonunda kullanılır(78).

##### **c. Işıkla Polimerize olan Rezin Simanlar**

400-500 µm dalga boyuna sahip ışıkla polimerize olan bu simanlar; tek bir pathalinde üretilirler. İçeriğindeki kamforkinon, reaksiyon başlatıcı olarak görev yaparken; alifatik amin ise reaksiyon hızlandırıcısı olarak görev yapar. (156). Işık ile polimerize rezin simanlar, yarı geçirgen yapıdaki ve ışığın geçişini sağlayan seramik

restorasyonların simantasyonunda kullanılırlar (157). Bu tür simanların polimerizasyon miktarında önemli faktörler; ışık kaynağının türü, ışık yoğunluğu, ışık kaynağının rezin simana uzaklığı, restoratif materyalin özellikleri ve siman materyalinin özellikleri gibi birçok faktöre dayanmaktadır (158). Avantajları arasında; çalışma zamanlarının hekim tarafından belirlenmesi ve kısa zamanda sertleşebilmeleri, artık simanların kolay temizlenebilmesi örnek gösterilebilir (155). Ayrıca aromatik tersiyer aminler ile peroksit başlatıcılar içermezler bu sayede renk stabilitesi kimyasal sertleşen rezin simanlara göre çok daha başarılıdır (154, 159). Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bu tür siman kategorisinde yer almaktadır.

#### **2.5.1.2. Adeziv Sistemlerine Göre Resin Simanlar**

##### **Tam Pürüzlendirme Sistemleri (Asitlenen ve Yıkanan Sistemler)**

Asitlenen ve yıkanan resin simanlar; uygulama prosedürüne göre önceliklemine ve dentini pürüzlendirmek amacıyla konsantrasyonu %30 ile %40 arasında değişmekte olan fosforik asitle yüzey işlemi gerekmektedir. Bu pürüzlendirme işleminin amacı preparasyon sonrası oluşan smear tabakasını uzaklaştırmak ve dentin tübüllerini ortaya çıkarmaktır(160). Pürüzlendirme işleminin devamında kullanılacak simanın diş yüzeyine bağlantısının gerçekleştirilebilmesi için diş yüzeyine adeziv sürülür. Bu simanlar ve kullanılan adezivler ışıkla veya hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize edilebilmektedirler. Asitlenen ve yıkanan resin siman sistemlerinin kullanımı ile yüksek bağlanma dayanım değerleri elde edilmiş ve mikrosızıntı minime indirgenmiştir(161). Asitlenen ve yıkanan resin simanlar, siman-diş bağlantısı açısından en kuvvetli değerlere sahip olsa da simantasyon prosedürü çoklu aşamalar gerektirmektedir. Bu karmaşık uygulamaya sahip çoklu aşama her basamakta kontaminasyon riskini artırmakta olup bağlantının kalitesinde soru işaretleri oluşturmaktadır (162).

##### **Kendinden Asitli Sistemler**

Bu simanlar, diş yüzeyini pürüzlendirmek amacıyla kullanılan asitin, primer solüsyonuyla biraraya getirilerek tek seferde uygulanması esasına dayanmaktadır. Kolay kullanılabilmesi bu tür resin simanların klinik kullanımlarında artışa sebep

olmasına karşın bağlanma dayanımı tam pürüzlendirilen sistemlere göre daha düşük olduğu belirtilmiştir(163). Bu rezin siman sisteminde polimerizasyondaki gecikme; nemin adezivler ile nüfuz etmesine ve buna bağlı bağ kuvvetinde bozulmaya sebep olabilir(164).

### **Kendinden Adezivli Sistemler**

Kendinden adezivli rezin simanlar, ilk olarak 2002 yılında piyasaya sürülmüş olup konvansiyonel simanlardaki uygulama kolaylığıyla adeziv rezin simanların üstün mekanik özellikleri, adezyon ve estetik kalitelerini birleştirmeyi hedefleyerek ortaya çıkmıştır. Bu tür rezin simanlar; asitle pürüzlendirme, primer ve bonding ajanı gibi bir yüzey hazırlık işlemleri uygulanmamış diş yüzeyine bağlanabilme kapasitesine sahiptirler, aynı zamanda total etch sistemlerde ayrı ayrı uygulanması beklenen bu basamakların ortadan kaldırılması sayesinde tek aşamada simantasyon tamamlanabilmektedir. Bahse konu simanların içeriğinde rezine gömülü halde bulunan fosforik asit yer almaktadır. Simanın karıştırma işleminin başlangıcıyla beraber fosforik asit, doldurucu partiküller ve dentin ile su varlığında etkileşime girer ve adezyon oluşur. Resin bu işlem sonucunda çapraz bağlı bir polimer halini alır(165). 2010 yılında yapılmış olan bir çalışma ile kendinden adezivli rezin simanların dentinle olan bağlantısının mineye oranla daha iyi olduğu görülmüştür(162). Mineyle olan bağlantıyı arttırabilmek için ek olarak pürüzlendirme işlemi veya bonding ajanı uygulanabilir (166). Selektif pürüzlendirme olarak adlandırılan bu uygulama; mine, dentin ve restorasyon yüzeyinin bağlantısını arttırmak için ek bir pürüzlendirme işlemi olup rezin siman uygulaması öncesinde bir asit solüsyonu ya da kendinden asitli bir primerin uygulanması mantığına dayanmaktadır. Farklı olarak dentin yüzeyine ön bir pürüzlendirme işlemi uygulanmadan kendinden adezivli rezin simanların kullanımında bağlantının yeterli olduğunu bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (162, 167, 168).

## **2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD-CAM Sistemleri**

### **2.6.1. CAD-CAM Sistemlerinin Tarihçesi:**

Diş hekimliğindeki CAD/CAM sistemleri, bilgisayar ortamında restorasyonun üç boyutlu olarak tasarlanması ve bir makine yardımı üretilmesi olarak tanımlanır.

Endüstrinin tüm alanlarında önceden kullanılan bir üretim şekli olan CAD/CAM sistemlerinin optik okuyucular kullanılarak ağız içi dokuları bilgisayarda görüntülenebilmesi, ABD’de Bruce Altschuler tarafından 1977 yılında başlamıştır. Restoratif diş hekimliğinde ise CAD/CAM uygulamalarının başlangıcı 1980’li yıllara dayanmaktadır. Fransız Francois Duret tarafından 1984’de geliştirilen CAD/CAM sistemi ile tek üye restorasyonlar tasarlanıp üretilmiştir(169). 1984 yılından beri Cerec, Celay, Duret, Cicero, Procera, Lava ve Cercon gibi birçok CAD/CAM sistemleri piyasaya sürülmüş olup kullanımları son zamanlarda oldukça yaygınlaşmıştır. Günümüzde inley, onley, veneer, kron, sabit protez ve implant üst yapıları gibi restorasyonlar, CAD/CAM sistemleri ile tasarlanıp üretilmektedir (170, 171).

### **2.6.2. CAD/CAM Sistemlerinin Fonksiyonel Elemanları:**

CAD/CAM sistemler 3 fonksiyonel elemandan oluşur. Bunlar; bilgisayarlı yüzey taraması (Computer surface digitization-CSD) ve ağız ortamından alınan bilginin kaydedilmesi (dişin preparasyonu, dişin geometrisinin belirlenmesi), alt yapının tasarlanması (CAD) ve alt yapının üretilmesi (CAM)’nden oluşmaktadır(146, 172). Bu sistemlerde restorasyon dört farklı yöntemle üretilmektedir:

Hasta başı üretim (Chairside): Tüm aşamaların klinikte tamamlandığı yöntemdir. Bu tenikte, preparasyonu tamamlanan diş, tarayıcı cihaz yardımıyla ağız içinden taranıp üç boyutlu bir model oluşturulur. Restorasyon üretimi, sanal ortamda tasarlanıp, klinikte bulunan kazıma cihazıyla oluşturulur. E4D Dentist (D4D Technologies), CEREC (Sirona), FastScan (IOS Tech), PlanScan (Planmeca) ve CS Solutions (Carestream Dental) sistemleri bu grupta yer alır.

Geleneksel ölçü gönderilerek laboratuvarda üretim: Hekim tarafından alınan ölçüden ya da oluşturulan alçı model üzerinden laboratuvarda tarama sağlanır. Bu yöntemle genellikle restorasyon için altyapı hazırlanıp, restorasyonun karakterizasyonu için üzerine porselen yüklemesini teknisyen yapmaktadır. DCS Preci-fit (Popp Dental), Cercon (Dentsplay), Everest (KaVo Dental), CEREC inLab (Sirona) gibi sistemler örnek verilebilir.

Verilerin bir merkeze gönderilerek üretilmesi: Elde edilen model laboratuvar ortamında taranıp ardından oluşturulan veriler üretim merkezine aktarılır. Bu verilerle

altyapı üretimi yapıp porselen yüklemesi için laboratuvara tekrar gönderilir. Procera (Nobel Biocare) ve Lava (3M Espe) bu yöntemi kullanan sistemlerdir(173).

Dijital veriler gönderilerek laboratuvarda üretim: İntraoral tarayıcılarla klinikte dijital ölçülerin alınmasıyla elde edilen verilerin (STL dosyaları), laboratuvara gönderilmesi yöntemidir. CAD/CAM yazılımıyla tasarlanan restorasyonların altyapısı hazırlanır ve üretim gerçekleşir. Aynı zamanda dijital veriler ile üç boyutlu bir model hazırlanarak geleneksel laboratuvarda da restorasyon üretimi sağlanabilir. 3M True Definition (3M Espe), Trios (3Shape), Apollo DI (Sirona) ve ITerro (Align Technologies) intraoral tarayıcılara örnektir.

Restorasyonlar birçok CAD/CAM sisteminde, özel olarak üretilen hazır blokların eksiltme yöntemi kullanılarak aşındırılmasıyla üretilir. Bunun yanında materyal ekleme yöntemi ile çalışan sistemler de mevcuttur. WaxPro (Cynovad), Medifactory (Bego Medical AG) ve Hint Els (Griesheim) gibi sistemler örnek olarak verilebilir(174).

### **2.6.3. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları:**

1. Geleneksel ölçü almaya gerek yoktur aynı zamanda laboratuvar işlemlerinin ortadan kalkmasıyla bekleme süresi kısalmır.

2. Tek seansta uygulanabilmesi sayesinde hekim ve hasta için zaman kaybı önlenir.

3. İndirekt restorasyonların laboratuvar üretimi aşamasında olası çapraz kontaminasyonları önlenmiş olur.

4. Geçici kron uygulamaya gerek yoktur.

5. Üretim basamaklarının azalması; insan kaynaklı hataların daha az olmasını sağlayarak daha iyi restorasyonlar üretilmektedir.

6. Üretim aşamaları ve elde edilen veriler kaydedilip, arşivlenebilmektedir.

7. Restorasyonların CAD yazılımlarıyla tasarlanması teknisyenlere kolaylık sağlamaktadır.

8. CAD-CAM teknolojisi, materyalin özelliğine uygun optimal dizaynı tasarlayarak kalite kontrolün yapılmasını olanak sağlar (169, 170).

#### **2.6.4. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları:**

1. Ölçü işleminde kullanılan intraoral kameralar veya ekstraoral tarayıcıların çözünürlüğü kısıtlıdır.
2. Sistem için gereken ekipmanlarla yazılımların ilk maliyetleri oldukça yüksektir.
3. Sistemin etkin kullanımı zordur. Bu yüzden klinik kullanımından önce iyi bir pratik eğitime gereklidir.
4. Derin subgingival alanların taranması ve dijital ortama aktarılması zor olabilir. Bu durumdan dolayı iyi bir diş eti retraksiyonu yapmak gerekir.
5. Özellikle ön bölge restorasyonların üretilmesinde monokromatik blokların kullanılmasından dolayı, estetik beklentiler her zaman karşılanamayabilir(170, 175).

#### **2.6.5. Diş Hekimliğinde En Yaygın Kullanılan CAD/CAM Sistemi: CEREC**

CEREC Sistemi, CAD/CAM sistemleri arasında ilk geliştirilen ve en yaygın kullanılan sistemdir(175). Diğer sistemlere göre farkı; bu sistemin klinik olarak da kullanılabilmesidir. CEREC kelimesi “Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics” kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır. Bu sistemle üretilen ilk restorasyon, 1985 yılında gerçekleştirilmiştir. 1987 yılında CEREC 1 sistemi, Siemens tarafından, Brandestini ve Mörmann önderliğinde piyasaya sürülmüştür. Yalnızca inley ve onley restorasyonları üretebilen CEREC 1 sistemi, 3 ekseninde aşındırma yapabildiği için, istenilen etki ve başarıyı sağlayamamıştır bu yüzden 1994 yılında Siemens, 6 ekseninde CEREC 2 sistemini geliştirmiştir. CEREC 1 sistemiyle üretilen posterior kron altyapıları; CEREC 2 sistemi ile üretilir hale getirilmiştir ancak hala oklüzal yüzeyler hala ayrıntılı bir şekilde tasarlanamamıştır. CEREC 3 (CEramic REConstruction) sistemi ise 2000 yılında Sirona tarafından piyasaya sürülmüştür.

CEREC 3, diğer iki sisteme kıyasla hasta başı üretim ve dizayn yapılabilen ilk sistem olmuştur ve bu sistem Windows NT platformlu yazılım içermektedir(176). Bilgisayar teknolojisinin gelişmesiyle, cihazın kullanımındaki kısıtlamalar büyük ölçüde ortadan kalkmıştır ve üretim aşaması hızlanmıştır. CEREC 3 sisteminde, preparasyondan sonra görüntüleme likidi (polysorbat bazı), dişe sürülür. Opak renkteki toz titanyum oksit püskürtülür ve böylece, toz likite tutunur. Ağız içi kamera



diş yüzeyine sabitlenerek dijital ölçü alınır. Ardından oluşan görüntü monitöre aktarılır. Net ve derin bir görüntü, çift triangulasyon düzeneğiyle sağlanır. Restorasyonun sınırlarını belirlemek için CEREC 3D CAD yazılım programı kullanılmaktadır ve monitördeki görüntü komşu dişlerin konumuna göre tespit edilir. Dizaynın tamamlanmasının ardından yapılacak restorasyona uygun blok seçilerek kazıma işlemi başlatılır. Kazıma işlemi ortalama 10-15 dakika sürmektedir. Bu işlem sonrasında restorasyonda varsa pürüzler giderilir, ağızda uyumlandırılır.(177, 178). 2011 yılında arayüzü geliştirilmiş, daha kullanışlı Cerec SW yazılımının sunulmasının ardından Cerec SW 4.4.4 güncellenen yazılımıyla Cerec Omnicam'ın en güncel ürünü ortaya çıkmıştır. Omnicam, pudra kullanılmadan diş yüzeyine 15 mm gibi bir mesafeden, 3 boyutlu renkli ölçü alınmasını sağlamaktadır.

#### **Cerec Sisteminde Dijital Ölçünün Alınması (CAI-Computer Aided Impression)**

CEREC Omnicam diğer ağız içi tarayıcılar gibi ışık kaynağı kullanmaktadırlar. Tarama esnasında aktif triangulasyon aracılığıyla değerleri belirler. Cihazın kamera kısmı ile ölçü alınacak bölgenin önce okluzalinden küçük hareketlerle sonra lingual/palatinal ve en son vestibular bölgenin taraması yapılarak bilgisayara aktarılır. Omnicam cihazı devamlı görüntü alır ve tarama esnasında diş ve çevre dokulara yakın mesafeden kullanılabilmektedir(170, 173).

#### **Cerec Sisteminde Restorasyonun Tasarımı (CAD-Computer Aided Design)**

Dijital ölçü ile elde edilen ağız içi görüntü, bilgisayar ortamına üç boyutlu olarak aktarılır. Modelde marjinlerin çiziminin tamamlanmasının ardından, restorasyonun giriş yolu ayarlanır ve dişin formunu, okluzal ve aproksimal kontaklarını otomatik şekilde ayarlayan kısma geçilir. Sistem tarafından otomatik oluşturulan model üzerinde gerekli tüm değişiklikler yapılabilir. Ayrıca siman aralığı, temas genişliği ayarlamaları yine sistemde yapılabilir. Restorasyonda istenen tüm özelliklerin ayarlanmasının ardından kazıma aşaması için ekranda restorasyonun blok üzerindeki yeri tespit edilir ve sistemde kaydedilen restorasyon kazıma cihazına gönderilmek için hazır hale gelmektedir(179).

## **Cerec Sisteminde Restorasyonun Üretimi (CAM-Computer Aided Manufacturing)**

Elde edilecek restorasyona göre blok seçildikten sonra; kazıma cihazındaki metal tutucu uca yerleştirilir. Kullanılacak blok vidalanıp cihazın kapağı kapatıldıktan sonra konik uçlu ve silindirik iki elmas frez yardımı ile basınçlı su spreyi altında kazıma aşamasına geçilir. Kazıma işleminden önce cihazın kontrol kısmı frezlerden birinde aşınma ve kırık varsa ya da blok tam yerleştirilmemişse uyarı vererek işlemi durdurur. Kazıma işlemi tamamlandıktan sonra üretilen restorasyon cihazın kazıma bölmesindeki alt hazneye düşer. Elde edilen restorasyon, üretici firmanın önerileri doğrultusunda glazür veya polisaj işlemine tabi tutulur(177, 180).

### **2.7. Yaşlandırma**

Test edilecek olan dental materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin incelenmesi için uygulanacak deneylerin in-vivo şartlar altında yapılması imkansızdır. Bu yüzden materyallerin özellikleri değerlendirilirken ağız içi ortamı yansıtabilmek adına termal siklus, suda bekletme veya dinamik yük gibi çeşitli yaşlandırma metotları kullanılmaktadır(181, 182).

**1. Suda Bekletme:** Değerlendirilecek örnekler 37°C su içerisinde farklı zaman dilimlerinde bekletilir. Bazı çalışmalarda, kullanılan suyun içerisine bakteri üremesini engellemek adına kloramin, sodyum azid eklendiği görülmüştür (86). Suda bekletme ile yaşlandırma metodu kırılma direnci, bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı araştırmalarında sıklıkla kullanıldığı gibi termal siklus ve çiğneme simülatörü gibi testler öncesinde de uygulanabilmektedir. Bunların yanı sıra ağız ortamını taklit etmek için su haricinde yapay tükürük de sıklıkla kullanılmaktadır(182-184).

**2. Termal Siklus:** Dental materyalleri, ağız içi ortamda değişen ısı ve pH değerlerinden etkilenmektedir. Tüketilen yiyecek ve içecekler bireysel farklılıklar gösteren ısı değişimlere yol açmaktadır(185). Normal değerleri ortalama 37°C olan ağız içi ısı tüketilen gıdaların sıcaklığına bağlı olarak 4.5°C ile 50-55°C değerleri arasında değişim göstermektedir(186, 187). Restoratif materyaller birbirinden farklı

ısısal genleşme katsayılarına sahiptir. Termal değişimlerin yarattığı yapısal genleşme ve büzölmeler restorasyonlarda marjinal boşluklara ve mikrosızıntıya yol açabilmektedir(188, 189). Tüm bu değişimlerin ve etkilerinin değeriendirilmesi için en sık kullanılan yapay yaşlandırma metodu termal siklus uygulamasıdır. Kullanılan cihazda 2 adet banyo tankı, örneklerin banyo tanklarına daldırılmasına yarayan taşıyıcı kol ve bir adet sepet mevcuttur. Ön tarafta yer alan kontrol panelinde tanklardaki sıvıların sıcaklığını, tanklar arasında örneklerin taşınma süresini ve total daldırma sayı ve zamanını ayarlamaya yarayan ayar düğmesi mevcuttur(190, 191). Örnekler soğuk ve sıcak su banyolarına daldırılarak bekletilmekte ve bu işleme de 'bir devir' denmektedir. Devir yani siklus değeri 500-50.000 arasında değışmektedir. Banyo solüsyonlarında bekletme süresi 15 ila 60 sn iken banyolar arası geçiş süresi 5–10 sn' dir(192, 193).

**3. Dinamik Yükleme:** Günümüzde kullanımı giderek yaygınlaşan tam seramik restorasyonların uzun dönem başarı ve kırılma dayanıklılıklarını inceleyen araştırmalar mevcuttur. Diş hekimliğinde uygulanan uzun süreli in-vivo çalışmaları; standardizasyonun güçlüğü, yüksek maliyet ve çeşitli etik meseleler nedeniyle rutin uygulanamadığından ağız içi koşulları taklit eden, çiğneme kuvvetlerine benzer dinamik yüklerin uygulandığı çiğneme simülatörü ve benzeri yorgunluk düzenekleri üretilmiştir (194-196). Bireylerde çiğneme ve yutkunma sırasında oluşan fizyolojik ısırma kuvvetleri 10-120 N arasındadır(197).Ön bölgede maksimum ısırma kuvveti 190-290N arasında değışirken arka bölgede 200-360N değeriine ulaşabilmektedir(198). Isırma fonksiyonu sırasında kaslardaki aktivasyon hemen hemen her yarım siklus için 0.2-1.5 Hz frekanstadır(197). Çiğneme sisteminin ideal olarak taklit edilebilmesi için çiğneme simülatörünün tek ya da çoklu ekseninde hareket etmesi ve istenen kuvvetlerin belli sayıda tekrarlanabilmesi gerekmektedir. Yapılan araştırmalar neticesinde; 240.000-250.000 devirlik çalışmanın klinikte 1 yıllık sürece eş değeri olduğu belirtilmiştir(199, 200). Çalışmalarda genellikle 5 senelik klinik kullanıma eş değeri olan  $1.2 \times 10^6$  siklus dinamik yükleme uygulanmaktadır (201-204). Dual akslı çiğneme simülatörlerinde, yatay ve dikey yönde kuvvet uygulanmaktadır. Deney örnekleri plastik tutuculara yerleştirilir. Kuvvet uygulayıcı antagonist uçlar istenen materyal ve çaplarda hazırlanabilmektedir(205). Çiğneme simülatörü

bilgisayar ile kontrol edilmektedir.1.3- 1.8 Hz ve 0.6- 1.1 sn ile gerçekleşen devirler fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilmektedir(206). Örneklere farklı ağırlıklar ve sikluslar ile kuvvetler uygulanmaktadır. Genellikle arka grup dişlerde çiğneme kuvvetlerini taklit etmek için 49-50 N luk yükler uygulanır(206-208).

## **2.8. Kırılma Dayanımı**

Günümüzde dental materyallerin mekanik özelliklerini incelemek için birçok test yöntemi kullanılmaktadır. Tam seramik sistemlerde kullanılan materyalin kırılma dayanımı en çok karşılaşılan probleminden biridir. Tam seramiklerin kırılma dayanımını araştıran çalışmalar sayesinde seramik sistemlerin geliştirilmesi ve güçlendirilmesi sağlanmaktadır(209).

Dental materyaller çiğneme esnasında çekme gerilimi ( tensile stress), sıkışma gerilimi (compressive stress) ve makaslama gerilimi (shear stress) gibi kuvvetlere maruz kaldığından gelişmiş dayanıklılık özellikleri sergilemek zorundadırlar. Dental seramiklerin klinikte kullanım alanlarını ve sınırlarını belirlemede dayanıklılık özelliği oldukça önemli bir yere sahiptir(210, 211).

Dayanıklılık terimi, materyalde plastik deformasyona ya da kırılmaya neden olacak maksimum stres değerini ifade etmektedir. Yapılan çalışmalarda incelenen materyalin yapısındaki çatlakların tipi ve boyutu, sahip olduğu kırılma tokluğu, deney ortamı ve ortamda su bulunup bulunmaması dayanıklılığı etkileyen faktörlerdendir(210).

Bunların yanı sıra; uygulanan mekanik test yöntemine ait değişkenler (örneklerin saklama koşulları, materyal tipi, elastik modülü, materyalin kalınlığı ve geometrisi, yaşlandırma parametreleri, yükleme koşulları ve termal etkiler) de seramiklerin dayanıklılığı üzerine önemli etkiye sahiptir(210, 212).

Dental seramikler günümüzde rutin olarak kullanılmasına rağmen özellikle posterior bölgelerde yüksek oranda klinik başarısızlık sergilemeleri en önemli dezavantajlarından. Tabakalanarak uygulanan seramiklerde meydana gelen kırıklar veneer seramik ve alt yapının kalınlığına göre değişiklik gösterebilir. Dental seramiklerin çoğu düşük kırılma ve gerilme dayanımı sergilediklerinden kırılma dayanımı olarak kabul edilmektedirler. Bu duruma yapısal sorunların yol açtığı düşünülmektedir. Sonuç olarak yapısal boşlukların, hata ve çatlakların önemli ölçüde

azaltılmasını sağlayan CAD/CAM sistemleri geliştirilmiş ve piyasaya sürülmüştür(213-216).

Mekanik testler; statik ( kuvvet altında materyalde oluşan hasarı gözlemlemeyi sağlar) ve dinamik ( çiğneme esnasındaki hareketleri taklit ederek materyalin kullanım ömrü hakkında bilgi verir) olarak iki ayrı şekilde uygulanmaktadırlar(217).

Günümüzde kullanılan mekanik testler:

1.Kırılma Testleri

2.Bükülme Testleri

➤ Tek eksenli testler

3 nokta eğme testi

4 nokta eğme testi

➤ İki eksenli testler

Halka üzerinde halka testi

Halka üzerinde top testi

3 top üzerinde piston testi

3.Makaslama Testleri

4.Çekme Testleri şeklinde sınıflandırılmaktadır.

Kuvvet uygulanan bir nesnenin kırıldığı andaki gerilim miktarına ‘kırılma dayanıklılığı/ kırılma direnci’ adı verilir ve oluşan gerilimin tipine göre çekme-basma ya da makaslama dayanımı olarak isimlendirilir (28,77,263).

Test edilecek materyal hakkında daha doğru bilgi edinmek için disk ve bar gibi geometrik formlardan ziyade diş formunda örnekler hazırlanması ve ortamın da mümkün olduğunca ağız içini yansıtmaları tavsiye edilmektedir (146, 218-220).

Yapılan bir çalışmada; yapay yaşlandırma sonrası likit kristal, metal ve doğal diş kullanarak hazırlanan örnekler yapay dişlere sabitlenmiş tam seramik kuronların kırılma dayanımı karşılaştırılmış ve doğal diş grubunda kırılma dayanımının daha düşük olduğu gözlemlenmiştir. Bu sebeple yapılan testlerde doğal diş kullanılması ideal sonuçların ortaya konması açısından önemlidir (221).

Kırılma testlerinde, dental restorasyonlara kırık, çatlak veya deformasyon oluşuncaya dek kuvvet uygulanarak elde edilen veriler ışığında materyalin direnci hakkında bilgi elde edilir(222).

Kırılma direncinin incelendiği cihazlarda uygulanan kuvvet örneklere dik veya açılı olacak şekilde uygulanabilmektedir(223, 224). Çiğneme sırasında dişlere gelen stresler daha çok baskı şeklinde olduğundan baskı dayanımı materyaller açısından önem arz etmektedir. Baskı dayanımı ölçülürken uygulanan kuvvet restorasyonun oklüzal yüzeyine ya da anterior bölgede eğimli insizal kenara uygulanır (225, 226).

Bu çalışmanın amacı, st n dişlere CAD/CAM tekniğiyle farklı bloklardan üretilen ferruleli ve ferrulesiz endokronların oblik kuvvetler altında kırılma dayanımları arasındaki farkı değerlendirmektir.



## MATERYAL-METOD

Bu in vitro çalışma; Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Biriminin DİŞ.22.001 nolu proje desteğiyle, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yürütüldü.

Çalışmada kullanılan santral kesici dişler Dicle Üniversitesi Yerel Etik Kurulu 2021-57 protokol numaralı ve 24 Kasım 2021 tarihli kararına uygun şekilde toplandı (Ek-1).

Aşırı kron harabiyeti bulunan endodontik tedavili ön grup dişlerin preparasyon dizaynının ve farklı CAD/CAM seramik blokların kırılma dayanımlarını incelediğimiz bu çalışmamızda sırası ile;

- Doğal dişlerin toplanması
- Dişlerin kök kanal tedavisinin yapılması
- Örneklerin gruplandırılması
- Preparasyon (Ferrule Var/Yok Gruplarının Hazırlanması) yapılması
- Cerec cihazı ile dişlerin taranması,
- Restorasyonların laboratuvar ortamında üretimi
- Restorasyonların dişlere simantasyonu
- Örneklerin yapay yaşlandırma (termal) işlemlerine tabii tutulması
- Örneklerle kırma testinin uygulanması
- Kırılma tipi analizi
- Verilerin istatistiksel analizinin yapılması, aşamaları izlenmiştir.

Çalışmamızda kullanılan materyallerin ticari adları, üretici firmaları ve içerikleri Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

| <b>Materyaller</b>                                                                     | <b>Üretici Firma</b>                            | <b>İçerik</b>                                                                                                                                                                                           |
|----------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b><u>Celtra-Duo</u></b><br>Zirkonyum ile<br>güçlendirilmiş lityum<br>silikat          | Sirona Dentsply,<br>(Milford, DE, USA)          | SiO <sub>2</sub> , P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> ,<br>Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , Li <sub>2</sub> O, ZnO,<br>10% ZrO <sub>2</sub>                                                                  |
| <b><u>IPS E.max CAD</u></b><br>Lityum disilikat<br>içerikli cam seramik                | Ivoclar Vivadent,<br>(Schaan,<br>Liechtenstein) | SiO <sub>2</sub> , K <sub>2</sub> O, Li <sub>2</sub> O,<br>P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> , MgO ZrO <sub>2</sub> ,<br>ZnO, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ,<br>Renklendirici oksitler                    |
| <b><u>G-Cem Link Force<br/>System Kiti</u></b><br>Total etch, dual cure<br>rezin siman | GC,<br>(Tokyo, Japan)                           | <b>PasteA:</b> Bis-GMA<br>Urethanedimethacrylate<br>Dimethacrylate Barium<br>glass Initiator Pigments<br><b>Paste B:</b> Bis-MEPP<br>Urethanedimethacrylate<br>Dimethacrylate Barium<br>glass Initiator |
| <b><u>Porcelain etchant</u></b>                                                        | Bisco,<br>(Schaumburg, USA)                     | %9,5 Hidroflorik<br>asit                                                                                                                                                                                |
| <b><u>Valo</u></b>                                                                     | Ultradent (USA)                                 | Işık Cihazı                                                                                                                                                                                             |

**Tablo 3.1.** Çalışmada kullanılan materyaller

### 3.1. Dişlerin Toplanması

Çalışmamızda periodontal nedenlerle çekilmiş dişler kullanıldı. Çalışmaya dahil edilen dişlerde çürük, çatlak, kırık veya herhangi bir eski restorasyon olmamasına dikkat edildi.

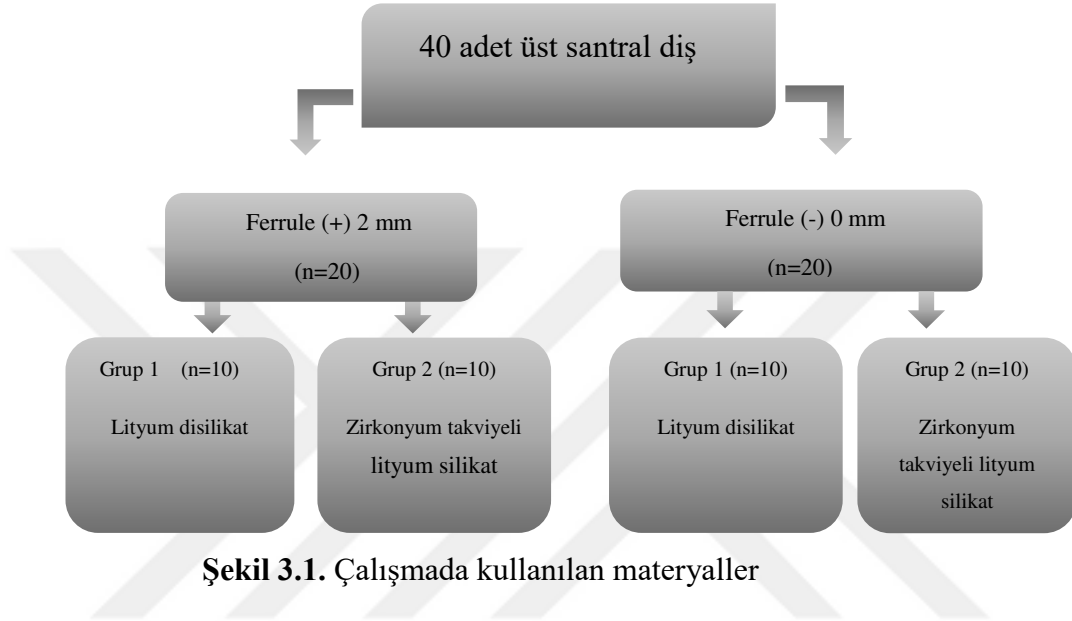
Çalışmaya dahil edilme kriterlerinde birbirine yakın boyuttaki dişler seçildi. Dişlerin uzunlukları 22±1 mm ve mesio-distal genişlikleri 9±1 mm olarak seçildi.

Dişlerin üzerindeki periodontal dokular ve eklentiler scaler ile mekanik temizlendi. Çekimini takiben 24 saat formol solüsyonunda bırakılan dişler; deney

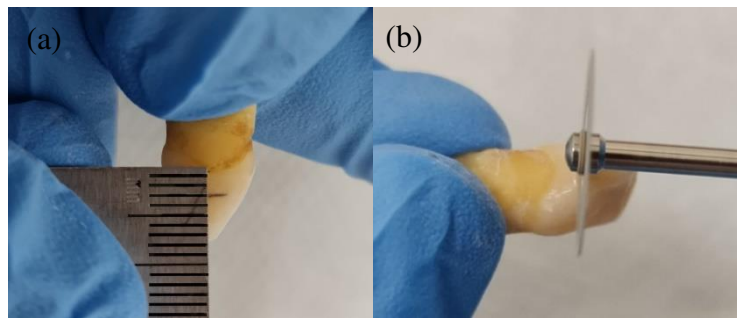


işlemine geçene kadar distile su içerisinde 37 ° C’de 6 ayı geçmeyecek süreyle bekletildi (ISO 11405).

### 3.2. Çalışma Gruplarının Oluşturulması



Çalışmada kullanılacak 40 adet üst çene orta kesici dişi, öncelikli olarak dişlerin mine-sement sınırları, ince uçlu asetat kalem ile tespit edildi ve kron kısmı çepeçevre saracak şekilde çizildi. Çizilen hat büyüteç kullanılarak kontrol edildi. Tüm örnekler çizilen mine-sement sınırının 3 mm üzerinden bir separe yardımıyla kesildi.





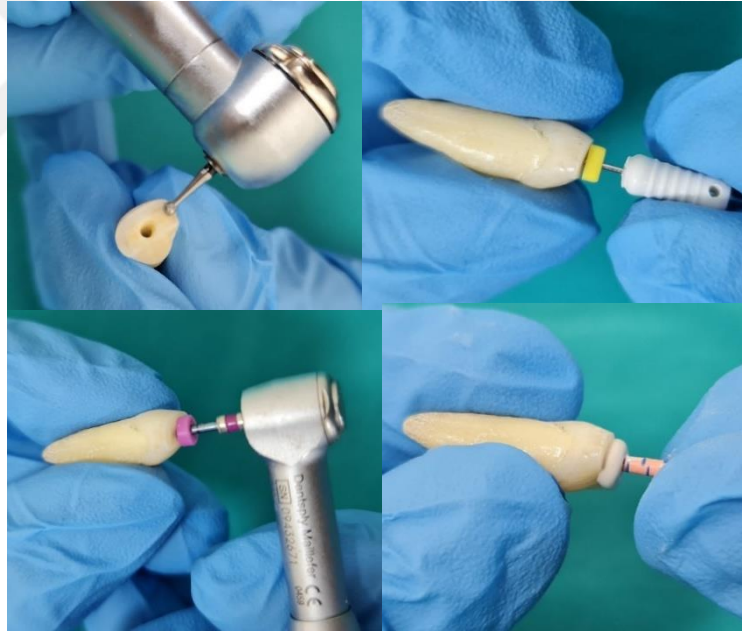
**Resim 3.1** Mine sement sınırından ölçülen örneklerin dekorone edilmesi

### 3.3. Kök Kanal Tedavisi Prosedürü

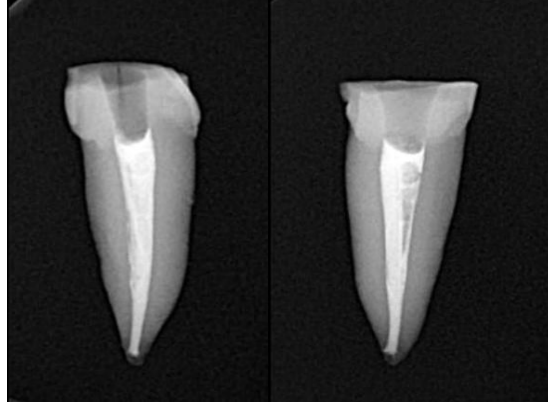
Örneklerin ilk olarak elmas bir rond frez (DIMEİ Piranha, BR001-021C, China) ile su soğutması altında pulpa tavanı kaldırıldı. Daha sonra yeşil bantlı ince elmas fissür frezle (DIMEİ Piranha, BR001-012C, Çin) pulpa odası, kanal ağzını içerecek ve giriş yolu sağlanacak şekilde genişletildi. Bir sond yardımıyla kanal ağzı tespit edilerek; 10 ve 15 numaralı K tipi kanal eğeleri (Perfect Root Canal, K10, K15, Shenzen China) ile apikale kadar kanal yolu tespit edildi ve pulpa dokusu çıkartıldı. Çalışma boyları; 1 mm apikal foramenden kısa olacak şekilde belirlendi. Dişlerin çalışma boyları tespit edildikten sonra kök kanallarının şekillendirilmesi işlemine geçildi. Kök kanal preparasyonları, nikel-titanyum (Ni-Ti) döner alet sistemiyle (VDW SİLVER, Münih, Germany) 30 # (0.06) açısında yapıldı. Bu işlemler esnasında tıkalı kanalları açmak ve kanalın kayganlığını sağlamak için jel formundaki etilen diamin tetraasetik asit (EDTA) kullanıldı. Kanallarının irrigasyonu ise; kanal şekillendirmesi sırasında sodyum hipoklorit (NaOCl) kullanılarak sağlandı. Kanal aletlerinin kanal içinde hareketini kolaylaştırmak, oluşan smear tabakasını uzaklaştırmak için her eğe kullanımının ardından kök kanalları 2 ml %2,5lik NaOCl ile irrigasyon yapıldı. Şekillendirme ve kanal genişletme işlemi tamamlandıktan sonra yine tüm kök kanalları birer dakika sırasıyla %17 EDTA, 2 ml distile su, 2 ml %2,5 sodyum hipoklorit ve son olarak tekrar 2 ml distile su ile sırasıyla yıkandı. NaOCl ve

EDTA solüsyonlarının kullanımı arasında distile su solüsyonunun kullanılması ise kanal içinde bu irrigasyon ajanının etkileşimden kaynaklı çökelti oluşumunu önlemek içindir. Son olarak solüsyonların etkinliğini ortadan kaldırmak için kanallar 5 mm distile suyla yıkandı. Kanallar; irrigasyon aşaması tamamlanmasının ardından kanallar kağıt konilerle (Pearl Endo, Ho Chi Minh City, Vietnam) kurulandı. Tüm dişlerin kanalları kalsiyum hidroksit esaslı kanal dolgu patı (Sealapex Root Canal Sealer, Kerr, Orange, California, USA) kullanılarak standart olarak 30 numaralı açılı gütta perka kon ile (Pearl Endo, Ho Chi Minh City, Vietnam) dolduruldu.

Koronal kısımdan taşan guttaperka ısıtılan ekskavatör yardımı ile kanal giriş kavitesinin 1 mm apikalinden kesilip uzaklaştırıldı. Ardından kanal ağızları geçici bir dolgu materyaliyle (Vladmiva Dentin-paste, Michuria Ukrayna) örtüldü. Kanal dolgusunun sertleşmesini sağlama için dişler bir hafta boyunca %100 nemli ortamda bekletildi.



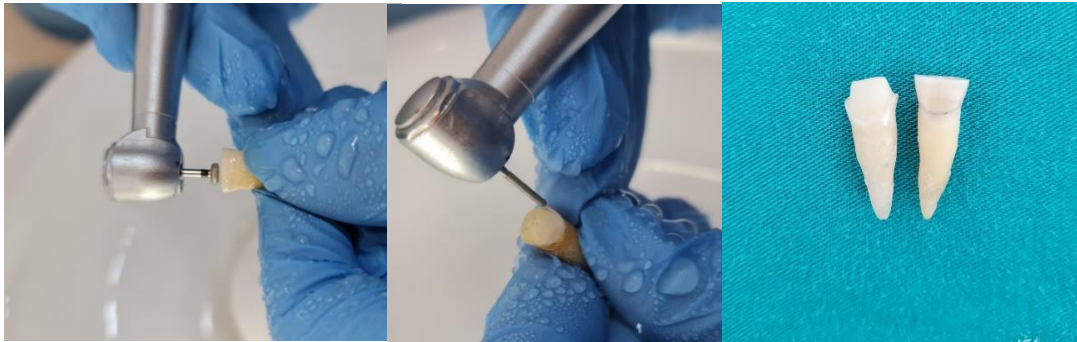
**Resim 3.2.** Örneklerin kök kanal tedavisi aşamaları



**Resim 3.3.** Örneklerin kök kanal tedavisi sonrası radyografik görüntüsü

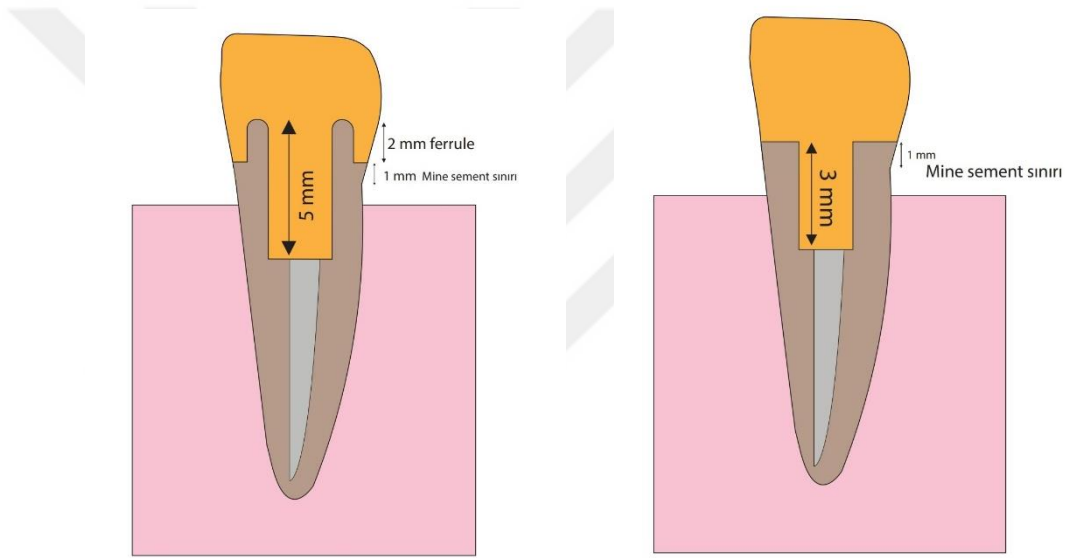
#### **3.4. Ferrule Var/Ferrule Yok Gruplarının Hazırlanması**

Ferrule yokluğunun iki farklı tip restoratif materyalin kırılma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmek için, 20 örnek içeren bu grupta, dişler ferrule oluşturulmayacak şekilde hazırlanması için, mine-sement sınırına çizilen hattın 1 mm siyah bantlı tekerlek Ardından siyah bantlı tekerlek elmas frez (DIMEİ Piranha, BR837-021C, China) ile butt-joint bitiş şeklinde preparasyon sağlandı. Son olarak kırmızı elmas frez (DIMEİ Piranha, BR001-021C, China) ile pürüzlü ve undercutli alanlar düzeltildi. Kullanılan frezler her beş dişin preparasyonu tamamlanmasıyla yenisi ile değiştirildi.



**Resim 3.4.** Ferrule varlığında ve yokluğunda sanral dişlerin preparasyonu

Ferrule varlığının, iki farklı tip restoratif materyalin kırılma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmek için, 20 örnek içeren diğer grupta ise dişlerde 2 mm ferrule oluşturuldu. 3 mm'lik koronal diş dokusu olan bu gruptaki dişlerde; ferrule sağlamak için basamak preparasyonuna başlandı. Hava su soğutması altında düşük hızda yeşil bantlı silindir şekilli elmas frez ile mine-sement sınırından 1 mm yukarıda olacak şekilde 1 mm genişliğinde shoulder basamak oluşturularak 2 mm ferrule oluşturuldu. Pürüzlü yüzeylerin düzeltilmesi için kırmızı bantlı silindir şekilli elmas frez (DIMEİ Piranha, BR001-021C, China) kullanıldı. Bu grupta da yine kullanılan elmas frezler her beş dişin preparasyonu yenisi ile değiştirildi.



**Resim 3.5.** Ferrule varlığında ve yokluğunda örneklerin şematik çizimi

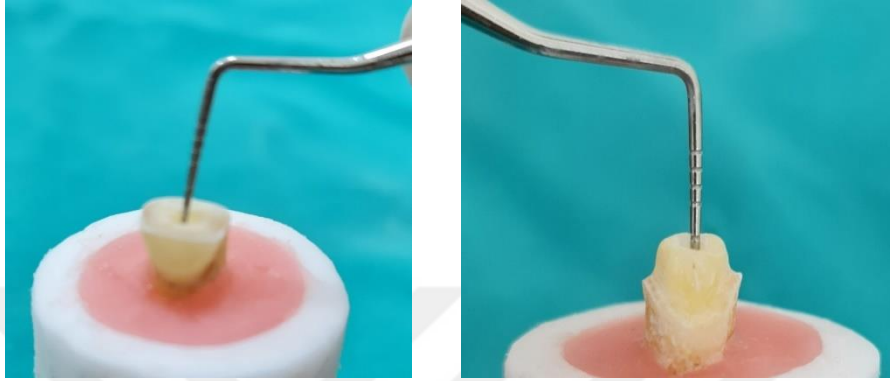
### 3.5. Endokron Kanal uzantısının oluşturulması

Rastgele seçilmiş örnekler ferruleli ve ferrulesiz olmak üzere 2 gruba ayrıldıktan sonra santral retansiyon kavitesi hazırlığı yapıldı. Kavite derinliği örneklerin tepe noktasından ferruleli gruplarda 5 mm ferrulesiz gruplarda 3 mm olacak şekilde giriş yolunu bozmayacak ve iç kenarları yuvarlatılmış kanal kaviteleri oluşturuldu.

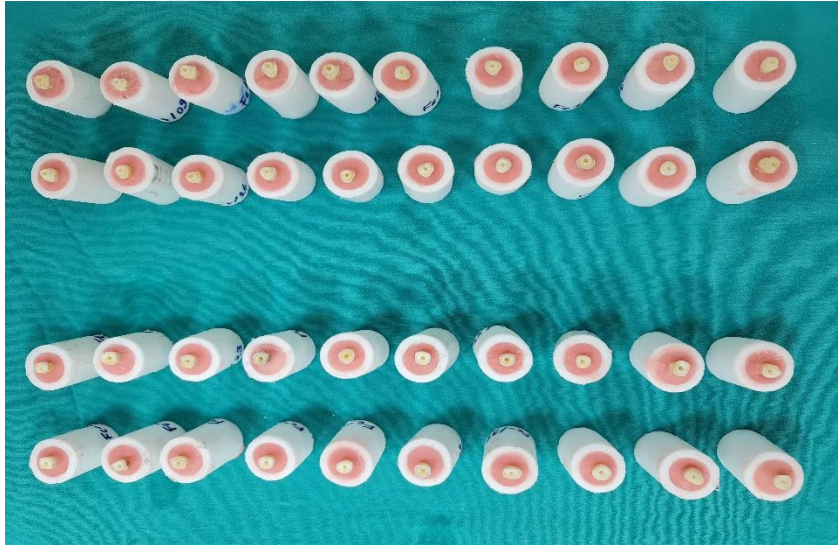
Örneklerin kanal ağzları self etch adeziv bir sistem (Clearfil SE Bond, Kuraray Co Ltd, Osaka, Japan) ve akışkan kompozit rezin kullanılarak (Clearfil Majesty Flow, Kuraray Co Ltd, Osaka, Japan) ile örtüldü.



Tüm örneklerin kökleri yer düzlemine dik ve mine sement sınırının 1 mm altından olacak şekilde; 25 mm çaplı pvc borunun 30 mm uzunluğunda kesilerek oluşturulan silindirik kalıplarla soğuk akrile gömüldü.



**Resim 3.6.** Örneklerin kanal uzantılarının periodontal sondla ölçülmesi



**Resim 3.7.** Tüm örneklerin oklüzalden görüntüsü

### 3.6. Örneklerin Dijital Ölçülerinin Alınması

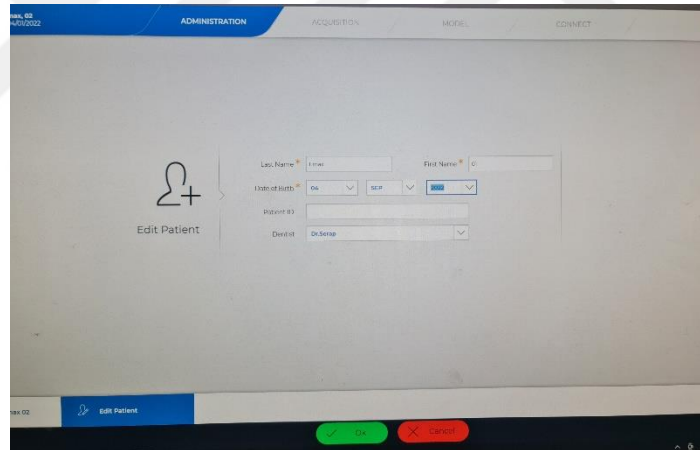
Tüm gruptaki örneklerden ölçü işlemi Özel Lunadent Ağız Diş Sağlığı Polikliniğinde, Cerec Omnicam (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany)

intraoral kamera sistemiyle sağlanmıştır. Ölçü işleminden önce her örnek için kimlik kartı tanımlandı.

Dijital ölçünün alınması için; cihazın bilgisayar kısmından Cerec SW 5.2.4 (Masaüstü üzerinde Cerec SW 5 simgesi görülmektedir.) yazılımı üzerindeki Administration kısmında "Add New Patient (Yeni Hasta Ekle)" bölümü tıklandı.

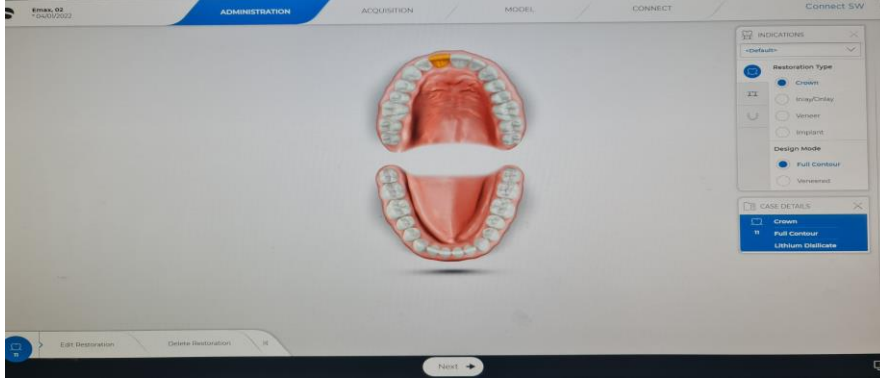
Bu işlem sırasında ekranda sol kısımda edit patient yazılı boş bir hasta kartı karşımıza çıkmaktadır. Kimlik kartında bulunan "Last Name", bölümüne kullanılacak bloğun ticari adı; "First Name" ve "Patient ID" bölümlerine ise, her örneğe hangi grup ve sırada olduğunu gösteren örnek numarası yazıldı.

Örneklerin ölçülerinde oluşabilecek karışıklığı engellemek adına çalışmadaki tüm örneklerle ayrı kimlik kartı tanımlandı. Örneğin; "Last Name" kısmına kullanılacak bloklardan olan e max CAD; "First name" kısmına ise 01 yazıldı ve "Add Case" tuşuna basıldı.



**Resim 3.8.** Örneklerle kimlik kartlarının oluşturulması

Administration kısmında 11 numaralı diş seçilip yine burada bulunan 'Indications' kısmında Crown seçeneği ve ardından Full contour seçenekleri seçildi. Ardından ekranın altındaki 'Select Material' bölümüne girildi.

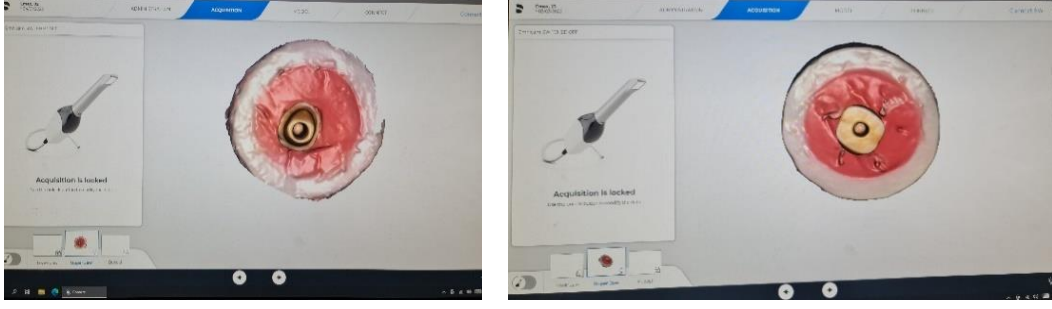


**Resim 3.9.** Örneklerin ağız içinde konumunun, restorasyon tipi ve materyallerin seçimi

"Administration" kısmı tamamlandıktan sonra "Acquisition" yani ölçü alınacak olan kısma geçilmiştir. Çalışmaya dahil edilen dişlerin tümü üst çene dişi olduğu için, ekranın sol alt kısmında otomatik şekilde "upper jaw" şeklinde seçilmiş olarak ölçü işlemine hazır olarak ekran açılmıştır. Ekranın sol kısmında kamera görüntüsü bulunurken; sağ kısımdaysa alınan dijital ölçünün izlendiği kısım yer almaktadır.

Cerec Omnicam intraoral kamera sistemi her örnekten 3-5 mm uzaklıkta olacak şekilde konumlandırıldı. Kameraya hafif dalgalı hareket vererek dişin çevresinde gezdirilip ölçü işlemi tamamlandı. Gerekli durumda bilgisayar sisteminin alt kısmında bulunan pedalla kontrolün sağlandığı basamağa dokunulduğunda ölçü işlemine ara verilebilmektedir. Alt kısımdaki bu basamağa dokunulduğunda kamera kapanarak ekranda yer alan ölçünün doğruluğu ve kalitesi manuel olarak incelenebilmektedir. Aynı zamanda bu kısımda kapanış ve karşıt çene ölçüsü de alınabilmektedir ancak çalışmamız için bu aşama gerekli değildir, bu yüzden bir sonraki bölüme geçmek için ileri tuşuna basıldı. Aldığımız ölçüye ait artifaktlar, yazılım sayesinde temizlenerek ekrana yansdığından dolayı görüntüde herhangi bir sorun oluştuğunda silinip tekrar ölçü alındı.





**Resim 3.10.** Dijital ölçülerin alınması

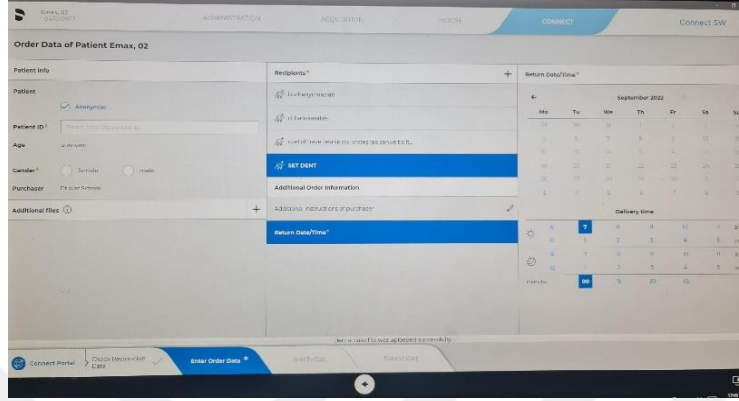
Görüntüler incelenip ölçünün doğruluğundan emin olunmasının ardından, bir sonraki aşama için ileri tuşuna basıldı. Görüntülerin oluşturulmasıyla yazılım tarafından bir sonraki basamak olan "Model" bölümüne geçilir. Bu bölümde sol alt kısımda 'set model axis' ile diş arktaki pozisyonuna yerleştirilip dişin aksı belirlenebilir. Bu bölümde odelin istenilen şekilde elde edilebilmek için gereken tüm değişiklikler bu bölümde yapılabilmektedir.



**Resim 3.11.** Ölçüsü alınan farklı preparasyondaki örneklerin dijital modellerinin elde edilmesi

Tüm restorasyonlarda manuel düzeltme gerekli oldu ve restorasyon sınırları belirlendi. "Manuel" ve "Auto" seçenekleri arasındaki değişim sol tarafta "View Details" bölümünden sağlandı. Ardından "Define Insertation Axis (Giriş Açısının Belirlenmesi)" bölümüne geçildi ve restorasyonun giriş aksı tespit edilip sağdaki "ok"

simgesine tıklandı. Son olarak verilerin labaratuvara gönderilmesi için "CONNECT" bölümünde "recipients" kısmında ekle butonuna basılıp; verilerin gönderileceği laboratuvar olan SET DENT Dental laboratuvara ait zip code girilmiş ve kaydedilmiştir.



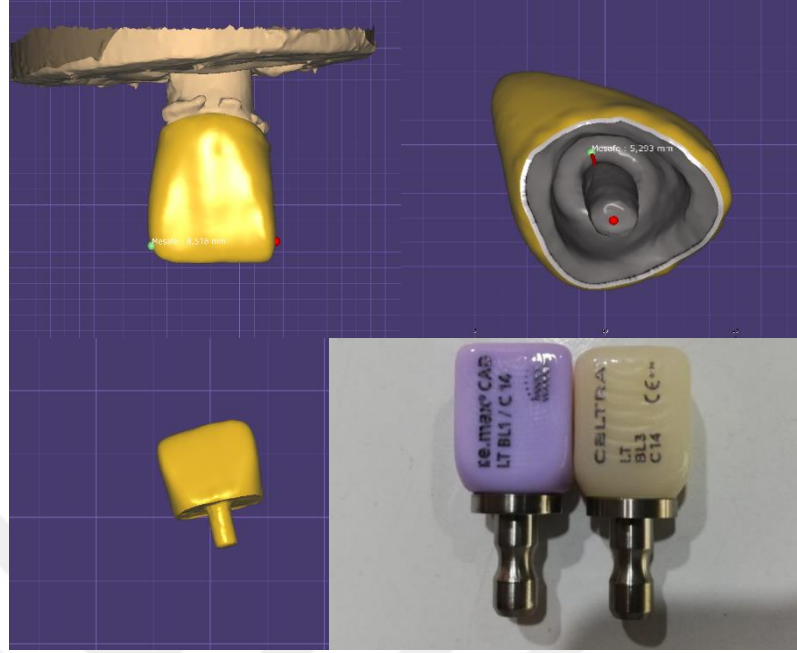
**Resim 3.12.** Dijital ölçülerin CONNECT bölümünden merkezi labaratuvara gönderilmesi

### 3.7. Restorasyonların CAD/CAM Sistemi ile Laboratuvar Ortamında Üretimi

Çalışmamızda preparasyonları tamamlanan santral dişlere CAD/CAM tekniği ile üretilen endokronların tasarım ve üretimi Setdent Dental Laboratuvar'da gerçekleştirildi.

Üretilen restorasyonlar, dijital ortama aktarılan verilerle sisteme ait bilgisayar yazılımı aracılığı ile belirlenen parametrelere doğrultusunda Exocad Software programı ile tasarlandı. Siman aralığı 50 µm olarak seçildi.

Üst santral dişlerin standart kron boyutları göz önünde alınarak mine-sement sınırından restorasyonların insizal kısmına kadar kron boyu standardizasyonu sağlandı. Bunun için kron boyu mine sement sınırından insizal kısma kadar 10.5 mm; kron genişliği 8.5 mm olacak şekilde tasarlandı.



**Resim 3. 13.** Restorasyonların tasarlanması ve kullanılan CAD/CAM blokları

Restorasyonlar tasarımı tamamlandıktan sonra kullanılan restoratif materyale göre aşağıdaki şekilde üretildi;

Lityum disilikat içerikli endokronlar, CAD/CAM sisteminden faydalanılarak lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik içerikli IPS e.max CAD bloklarından, ferrule (+) (n=10) ve ferrule (-) (n=10) olarak hazırlandı.

Zirkonyum takviyeli lityum silikat endokronlar CAD/CAM sisteminden faydalanılarak zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat Celtra Duo bloklardan ferrule (+) (n=10) ve ferrule(-) (n=10) olarak hazırlandı.

Veriler CAD/CAM sisteminin aşındırma ünitesine aktarılıp seçilen lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik blokları (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) ve zirkonyum takviyeli lityum silikat bloklarıyla (Celtra Duo, Sirona Dentsply, Milford, DE, USA) üzerinde dizayn edilen endokronların CEREC inLab MC XL cihazı yardımıyla üretimine geçildi ve her bir bloktan bir adet endokron elde edildi. Kullanılan CAD/CAM bloklarının fiziksel ve kimyasal özellikleri Tablo 3.2 ve Tablo 3.3’de gösterilmiştir.

Böylelikle ferrule varlığı ve yokluğu bulunan örneklerden iki farklı restoratif materyal ile aynı siman aralığındaki standart endokron restorasyonların elde edilmesi amaçlandı.

| <b>Fiziksel Özellikler</b>                  | <b>Kısmi Sinterize Durum</b>   | <b>Tam Sinterize Durum</b>          |
|---------------------------------------------|--------------------------------|-------------------------------------|
| <b>Biaksiyal Direnç<br/>(ISO 6872)</b>      | 130 ± 30 MPa                   | 360 ± 60 MPa                        |
| <b>Kırılma Mukavemeti<br/>(SEVNB)</b>       | 0.9 - 1.1 MPa m <sup>1/2</sup> | 2.0 - 2.5 MPa m <sup>1/2</sup>      |
| <b>Vickers Sertliği</b>                     | 5400 ± 100 MPa                 | 5800 ± 100 MPa                      |
| <b>Elastikiyet Modulusu<br/>(Katsayısı)</b> |                                | 95 ± 5 GPa                          |
| <b>CTE (100 - 500 °C)</b>                   |                                | 10.45 ± 0.25 10 <sup>-6</sup> / K-1 |
| <b>Yoğunluk</b>                             |                                | 2.5 ± 0.1 g/cm <sup>3</sup>         |
| <b>Sertleşme<br/>sırasındaki büzülme</b>    | 0.2 %                          |                                     |
| <b>Kimyasal<br/>Çözünürlük</b>              | 100 - 160 µg/cm <sup>2</sup>   | 30 - 50 µg/cm <sup>2</sup>          |

**Tablo 3.2.** IPS E.max CAD bloğun fiziksel ve mekanik özellikler





**Resim 3.15.** Endokronların G-CEM LinkForce System Kit ile simantasyon aşamaları

### **3.8.1. Restorasyon Yüzeylerinin Simantasyona Hazırlanması**

Tüm örneklerin yüzeyleri üretici firmanın talimatları yönünde simantasyona hazırlandı.

#### **IPS e.max CAD Blokların Simantasyona Hazırlanması**

IPS e.max CAD bloklarından üretilen endokronların bağlanma yüzeylerine 20 sn süresince %9,5 Hidroflorik asit içerikli Porcelain Etchant ( Bisco, Schaumburg,USA) uygulandı. 60 sn boyunca suyla yıkandı ve sonra havayla kurutuldu. Ardından seramik

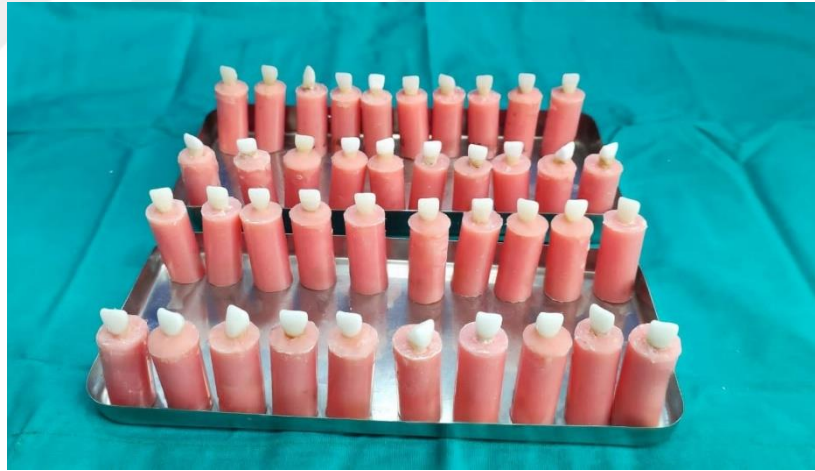


yüzey yıkama ve kurutma işlemine tabi tutuldu. Asit ile pürüzlendirilen restorasyon iç yüzeylerine G-Multi Primer fırça yardımıyla uygulandı ve 5 sn hava ile inceltildi.

#### **Celtra Duo Blokların Simantasyona Hazırlanması**

Celtra Duo blokları ile üretilen endokronların bağlanma yüzeylerine 30 sn süresince %9,5 Hidroflorik asit içerikli Porcelain Etchant ( Bisco, Schaumburg,USA) uygulandı. 60 sn boyunca suyla yıkandı ve sonra havayla kurutuldu. Asitle pürüzlendirilen restorasyonların iç yüzeylerine G-Multi Primer fırça yardımıyla uygulandı ve 5 sn hava ile inceltildi.

Premio bond ve DCA 1:1 oranında karıştırılarak kavite duvarlarına 20 saniye mikrofırça yardımıyla uygulandı. Örnekler basınçlı havayla 5 sn kurulandı. G- CEM Link Force (GC Europe, Belçika) rezin siman, özel uçları yardımıyla endokron restorasyonların dış yüzeyine enjekte edildi. Hemen ardından restorasyonlar yerleştirildi. 1-2 saniye LED (Light Emitting Diode) ışık cihazıyla sertleştirildikten sonra, fazla siman uzaklaştırıldı. Daha sonra her bir yüzeye 20 saniye ışık uygulanarak siman polimerizasyonu tamamlandı.



**Resim 3.16.** Simantasyonu tamamlanan örneklerin görüntüsü

#### **3.9. Termal Siklüs Uygulaması**

Endokronla restorasyonu tamamlanan tüm dişler 24 saat 37°C’de distile suda bekletildi. Hazırlanan örnekler otomatik bir cihaz olan (SD Mechatronik THERMOCYCLER) vasıtasıyla 5°C ve 55°C’de, 5000 kez termal siklüs işlemine tabi tutuldu. Bu işlem sırasında örnekler her iki sıcaklık derecesinde de 25 saniye, farklı

sıcaklık değerleri arasındaki geçişte 10 saniye bekletilecek şekilde ayarlandı. (Resim 3.17.)



**Resim 3.17.** Örneklere termal siklus uygulaması

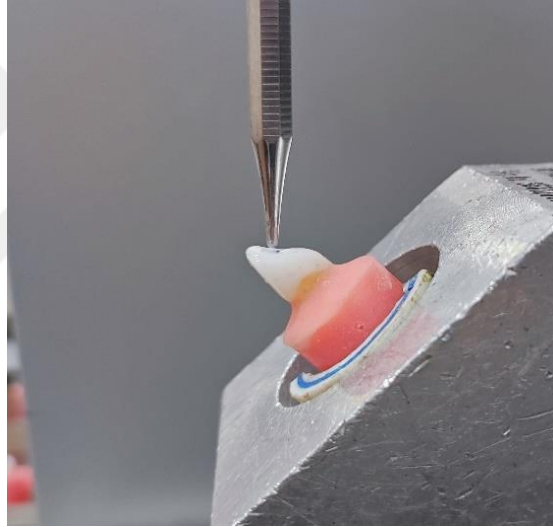
### **3.10. Kırılma Direnci Testi Uygulanması**

Tüm örneklere termal siklus işlemi uygulandıktan sonra, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Araştırma Laboratuvarı'nda kırılma direnci testi uygulandı. Kırk adet örnek Universal test cihazı (Lloyd LRX, Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) aracılığıyla kırılma dayanıklılığı testine tabi tutuldu. Yükleme pistonu, örneklerin palatinal yüzeyinden insizal kenarın 3 mm altından, 1 milimetre çapındaki küre şeklinde olan çelik uca konumlandırıldı. Örneklerin kuvvet uygulaması sırasında dişin uzun aksına 45 derece açıda hareketsiz kalmasını sağlamak için düzeneğin alt parçasıyla sabitlendi. (Resim 3.18.) Dişler 45 derece açıda örnek kırılma kadar universal test cihazında 1 mm/dk kafa hızıyla yükleme uygulanıp, kırılmaya sebep olan sıkışma değeri Newton (N) cinsinden hesaplanıp kaydedildi. (Resim 3.19.) Son aşamada, her bir örnek ışık mikroskobu altında kırılma tipleri incelendi ve aşağıdaki tanımlamalara göre sınıflandırıldı.





**Resim 3.18.** Universal Test Cihazı ve örneğin cihaza yerleştirilmesi.



**Resim 3.19.** Örneğin 45° açı ile oblik yüklemeye maruz bırakılması.

### 3.11. Kırık tiplerinin analizi

Kırılan tüm örneklerin kırılma tipleri incelendi. Örnekler ışık kaynağı altında stereomikroskop ile incelenerek kırılma tipleri 4 grup altında toplandı(54). Buna göre;

**Tip 1:** Restorasyon veya dişte kırık olmaksızın adeziv başarısızlık.

**Tip 2:** Sadece restorasyonda oluşan kırık.

**Tip 3:** Mine-sement birleşiminin üzerindeki diş ve restorasyon kırığı.

**Tip 4:** Mine-sement birleşiminin altındaki diş ve restorasyon kırığı

### 3.12. İstatistiksel Analizler

Bu çalışmada elde edilen veriler Lisanslı IBM SPSS 21 paket programı ile analiz edilmiştir.

Değişkenlerin normal dağılımdan gelme durumları araştırılırken birim sayıları nedeniyle Shapiro Wilk's' ve/veya Kolmogorov Smirnov Testlerinden yararlanılmıştır. Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup;  $p < 0,05$  olması durumunda değişkenlerin normal dağılımdan gelmediği,  $p > 0,05$  olması durumunda ise değişkenlerin normal dağılımdan geldikleri incelenmiştir.

- Gruplar arasındaki farklılıklar incelenirken değişkenlerin normal dağılımdan gelmemesi durumunda Mann Whitney U\_ ve Kruskal Wallis-H Testlerinden yararlanılmıştır. Kruskal Wallis-H Testinde anlamlı farklılıkların görülmesi durumunda Post-Hoc Çoklu Karşılaştırma Testi ile aralarında farklılık olan gruplar belirlenmiştir.
- Nominal değişkenlerin grupları arasındaki ilişkiler incelenirken RxC tablolarda Monte Carlo Simülasyonu yardımıyla Pearson Ki-Kare analizi uygulanmıştır. (\*Gözelerdeki beklenen değerin %20 si 5'den küçük olduğu için Monte Carlo Simülasyonu yardımı ile ki kare analizi yapılmıştır.)

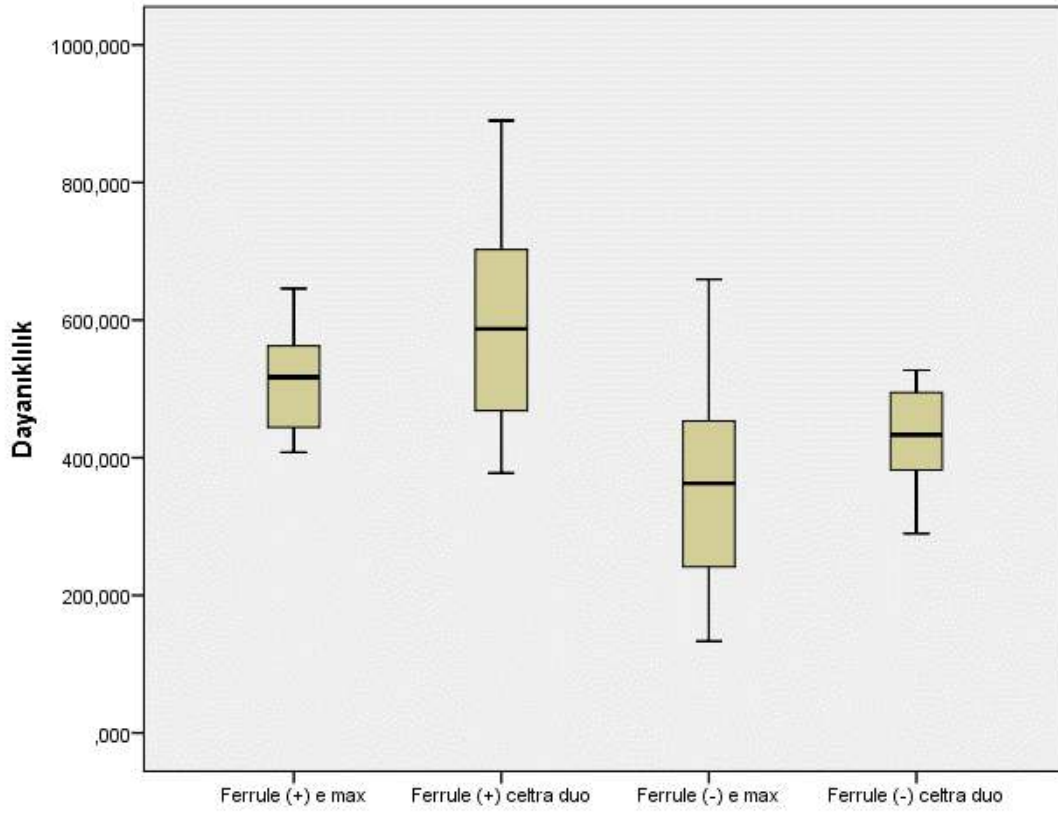
Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup;  $p < 0,05$  olması durumunda anlamlı bir ilişkinin olduğu,  $p > 0,05$  olması durumunda ise anlamlı bir ilişkinin olmadığı belirtilmiştir.

## BULGULAR

|         |                        | Dayanıklılık |        |        |         |         |        | Kruskal Wallis H Testi                                                          |        |        |
|---------|------------------------|--------------|--------|--------|---------|---------|--------|---------------------------------------------------------------------------------|--------|--------|
|         |                        | n            | Mean   | Median | Min     | Max     | Sd     | Mean Rank                                                                       | H      | p      |
| Gruplar | Ferrule (+) e max      | 10           | 534,1  | 517,23 | 407,947 | 842,946 | 131,29 | 25,7                                                                            | 12,391 | 0,001* |
|         | Ferrule (+) celtra duo | 10           | 588,35 | 587,37 | 377,823 | 890,186 | 169,12 | 27,6                                                                            |        |        |
|         | Ferrule (-) e max      | 10           | 365,38 | 362,84 | 133,279 | 659,313 | 150,1  | 11,5                                                                            |        |        |
|         | Ferrule (-) celtra duo | 10           | 425,87 | 433,37 | 289,753 | 527,395 | 85,21  | 17,2                                                                            |        |        |
|         | Toplam                 | 40           | 478,43 | 464,78 | 133,279 | 890,186 | 159,16 | Ferrule (-) e max-Ferrule (+) e max<br>Ferrule (-) e max-Ferrule (+) celtra duo |        |        |

**Tablo 4.1.** Dayanıklılık Değerleri Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonuçları

Dayanıklılık değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0,05$ ). Ferrule (-) e max grubunun dayanıklılık değeri Ferrule (+) e max ve Ferrule (+) celtra duo gruplarına göre anlamlı derecede düşüktür.



**Şekil 4.1.** Dayanıklılık Değerleri Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılıklar

|             | Dayanıklılık |        |        |         |         |        | Mann Whitney U Testi |        |        |
|-------------|--------------|--------|--------|---------|---------|--------|----------------------|--------|--------|
|             | n            | Mean   | Median | Min     | Max     | Sd     | Mean Rank            | z      | p      |
| Ferrule (+) | 20           | 561,23 | 517,23 | 377,823 | 890,186 | 149,96 | 26,65                | -3,327 | 0,001* |
| Ferrule (-) | 20           | 395,63 | 387,67 | 133,279 | 659,313 | 122,78 | 14,35                |        |        |
| Toplam      | 40           | 478,43 | 464,78 | 133,279 | 890,186 | 159,16 |                      |        |        |

**Tablo 4.2.** Dayanıklılık Değerleri Bakımından Ferrule Grupları Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonuçları

Dayanıklılık değerleri bakımından Ferrule grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p < 0,05$ ). Ferrule (-) grubunun dayanıklılık değeri Ferrule (+) grubuna göre anlamlı derecede düşüktür.

|  |            | Dayanıklılık |        |        |         |         |        | Mann Whitney U Testi |        |       |
|--|------------|--------------|--------|--------|---------|---------|--------|----------------------|--------|-------|
|  |            | n            | Mean   | Median | Min     | Max     | Sd     | Mean Rank            | z      | p     |
|  | E max      | 20           | 449,74 | 448,78 | 133,279 | 842,946 | 162,26 | 18,6                 | -1,028 | 0,304 |
|  | Celtra duo | 20           | 507,11 | 489,4  | 289,753 | 890,186 | 154,71 | 22,4                 |        |       |
|  | Toplam     | 40           | 478,43 | 464,78 | 133,279 | 890,186 | 159,16 |                      |        |       |

**Tablo 4.3.** Dayanıklılık Değerleri Bakımından Materyal Grupları Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonuçları

Dayanıklılık değerleri bakımından materyal grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ).

|             |            | Dayanıklılık |        |        |         |         |        | Mann Whitney U Testi |        |       |
|-------------|------------|--------------|--------|--------|---------|---------|--------|----------------------|--------|-------|
|             |            | n            | Mean   | Median | Min     | Max     | Sd     | Mean Rank            | z      | p     |
| Ferrule (+) | E max      | 10           | 534,1  | 517,23 | 407,947 | 842,946 | 131,29 | 9,7                  | -0,605 | 0,545 |
|             | Celtra duo | 10           | 588,35 | 587,37 | 377,823 | 890,186 | 169,12 | 11,3                 |        |       |
|             | Toplam     | 20           | 561,23 | 517,23 | 377,823 | 890,186 | 149,96 |                      |        |       |
| Ferrule (-) | E max      | 10           | 365,38 | 362,84 | 133,279 | 659,313 | 150,1  | 8,6                  | -1,436 | 0,151 |
|             | Celtra duo | 10           | 425,87 | 433,37 | 289,753 | 527,395 | 85,21  | 12,4                 |        |       |
|             | Toplam     | 20           | 395,63 | 387,67 | 133,279 | 659,313 | 122,78 |                      |        |       |

**Tablo 4.4.** Ferrule Grubu Ayrımında Dayanıklılık Değerleri Bakımından Materyal Grupları Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonuçları

Ferrule (+) grubunda dayanıklılık değerleri bakımından materyal grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ).

Ferrule (-) grubunda dayanıklılık değerleri bakımından materyal grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ).

|            |             | Dayanıklılık |        |        |         |         |        | Mann Whitney U Testi |        |        |
|------------|-------------|--------------|--------|--------|---------|---------|--------|----------------------|--------|--------|
|            |             | n            | Mean   | Median | Min     | Max     | Sd     | Mean Rank            | z      | p      |
| E max CAD  | Ferrule (+) | 10           | 534,1  | 517,23 | 407,947 | 842,946 | 131,29 | 13,7                 | -2,419 | 0,016* |
|            | Ferrule (-) | 10           | 365,38 | 362,84 | 133,279 | 659,313 | 150,1  | 7,3                  |        |        |
|            | Toplam      | 20           | 449,74 | 448,78 | 133,279 | 842,946 | 162,26 |                      |        |        |
| Celtra duo | Ferrule (+) | 10           | 588,35 | 587,37 | 377,823 | 890,186 | 169,12 | 12,9                 | -1,814 | 0,07   |
|            | Ferrule (-) | 10           | 425,87 | 433,37 | 289,753 | 527,395 | 85,21  | 8,1                  |        |        |
|            | Toplam      | 20           | 507,11 | 489,4  | 289,753 | 890,186 | 154,71 |                      |        |        |

**Tablo 4.5.** Materyal Grupları Ayrımında Dayanıklılık Değerleri Bakımından Ferrule Grupları Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonuçları

E max materyalinde dayanıklılık değerleri bakımından Ferrule grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p < 0,05$ ). E max materyalinde Ferrule (-) grubunun dayanıklılık değeri Ferrule (+) grubuna göre anlamlı derecede düşüktür.

Celtra duo materyalinde dayanıklılık değerleri bakımından Ferrule grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamakla birlikte ferrule içeren örneklerin ortalama değerler daha yüksektir. ( $p > 0,05$ ).

Çalışmamızda kırık tipleri açısından; tip 2 tip 3 tip 4 kırıklar izlenirken tip 1 kırık gözlenmemiştir.



Resim 3.20. Tip 2: Sadece restorasyonda oluşan kırık    Tip 3: Mine-sement birleşiminin üzerinde oluşan diş ve restorasyon kırığı



Tip 4: : Mine-sement birleşiminin altında oluşan kırık diş ve restorasyon kırığı

|               |        | Grup              |     |                        |     |                   |     |                        |     | Ki Kare Testi |       |
|---------------|--------|-------------------|-----|------------------------|-----|-------------------|-----|------------------------|-----|---------------|-------|
|               |        | Ferrule (+) e max |     | Ferrule (+) celtra duo |     | Ferrule (-) e max |     | Ferrule (-) celtra duo |     | Ki Kare       | p     |
|               |        | n                 | %   | n                      | %   | n                 | %   | n                      | %   |               |       |
| Kırık Tipleri | Tip 1  | 0                 | 0   | 0                      | 0   | 0                 | 0   | 0                      | 0   | *             | 0,124 |
|               | Tip 2  | 4                 | 40  | 2                      | 20  | 0                 | 0   | 0                      | 0   |               |       |
|               | Tip 3  | 1                 | 10  | 1                      | 10  | 1                 | 10  | 0                      | 0   |               |       |
|               | Tip 4  | 5                 | 50  | 7                      | 70  | 9                 | 90  | 10                     | 100 |               |       |
|               | Toplam | 10                | 100 | 10                     | 100 | 10                | 100 | 10                     | 100 |               |       |

**Tablo 4.6.** Kırık Tipleri İle Gruplar Arasındaki İlişkiye Dair Analiz Sonuçları

Gruplar İle Kırık tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır ( $p>0,05$ ). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte Ferrule (+) e max grubunun %50'si, Ferrule (+) celtra duo grubunun %70'i, Ferrule (-) e max grubunun %90'ı ve Ferrule (-) celtra duo grubunun %100'ünün kırık tipi Tip 4'tür.

## TARTIŞMA

Estetik beklentilerin gün geçtikçe önem kazandığı anterior dişlerde, çürük, travma gibi nedenlere bağlı aşırı madde kaybı oluşan durumlarda, endodontik tedaviye ihtiyaç olmaktadır. Bu dişlerin restoratif rehabilitasyonunda dişin fonksiyonunu geri kazandırmak kadar estetik beklentilerin de karşılanabilmesi gereklidir. Endodontik tedavili dişlerin kırılma direnci ve sertliğinin azalmasının öncül nedeni, dentin içinde gerçekleşen dehidratasyon ya da fiziksel değişikliklerden çok; çürük, travma ve hazırlanan kavite genişliğinin geniş olmasından dolayı doku kaybının fazla olmasıdır. Vital dişlere göre daha sık biyomekanik başarısızlık görülmesinden dolayı yapılacak restorasyonun önemi büyüktür (1, 2, 227).

Literatürde endodontik tedavili dişlerin, hangi teknik veya malzeme kullanılarak en iyi şekilde restore edilebileceği konusunda hala fikir birliğine varılamamıştır(228). Yapılacak restorasyonun ve kullanılacak materyalin maksiller santral dişlere çiğneme ve ısırma sırasında iletilen lateral kuvvetlere, nöbetli hastalıklar ya da brüksizm vb. parafonksiyonel alışkanlıkların olduğu durumlarda oluşacak yüksek stres konsantrasyonlarını karşılayabilecek dayanıklılıkta olması önerilir(229). Bu dişlerin restorasyonunda, ferrule etkinin oluşturulduğu, dentin dokusuna benzer fiziksel özellikler gösteren post-kor yapı üzerine geleneksel kron restorasyonu uygulaması en çok tercih edilen yöntemlerin başındadır. Ancak post tedavisi uygulanan dişlerde postun; tutuculuğunun kaybı, kırılması, deformasyonu, post boşluğu hazırlanırken kron-kök kırığı ve kökün perforasyon riski gibi başarısızlıklar görülebilmektedir(2). Başarısızlığın temel nedeni olarak endodontik tedavi ve post yuvası hazırlanmasıyla diş yapısında oluşan madde kaybının fazla olduğu düşünülmektedir. Özellikle kökler kısa, ince ve kıvrımlı olduğunda post yuvası hazırlığı için yapılan preparasyondan sonra kalan diş dokusu miktarı azalır ve kırık riski artar. Yine günümüzde adeziv diş hekimliğinde meydana gelen gelişmelerle tedavi prosedürlerinde konservatif yaklaşımlar benimsenerek geleneksel post-kor ve kron prosedürlerine olan ihtiyaç sorgulanmıştır(46). Bu nedenlerle makrorestoratif geometriye olan ihtiyacın azaldığı, maksimum diş dokusunun korunduğu ve daha estetik sonuçların sağlanabildiği endokron restorasyonları, geleneksel yöntemlere alternatif olmaktadır(55).



Endokronlar; endodontik olarak tedavi edilmiş özellikle posterior dişlerin restorasyonu için klinik uygulamalarda gittikçe popülerlik kazanan indirekt bir tedavi tekniğidir. Bir pulpa odası uzantısı ve bir servikal butt-joint marjinden oluşan endokronların dayanıklılığı ve tutuculuğu, pulpa odasının sağladığı ara yüz tutuculuğundan, simanın adezyonundan, ve stres paylaşımının artmasından sağlanmaktadır(46).

Homojen olmayan, farklı elastisite modülündeki malzemeler arasında arayüz bölgelerindeki stres birikiminin en fazla olduğu bildirilmiştir. Bu arayüz bölgeleri, restoratif sistemlerin daha zayıf alanını oluştururlar. Monoblok yapılarda arayüz bölgeleri bulunmadığından bu bölgelerden kaynaklanan başarısızlıkların ortadan kaldırılması endokronların bir diğer avantajlarından(223).

Yapılan birçok çalışma, kanal tedavili dişlerin kırılma dayanımlarını karşılaştırmıştır. Bu çalışmalar arasında doğrudan karşılaştırma yapmak, oldukça zordur; çünkü kullanılan dişlerin yapısı, yaşı, şekli, saklama koşulları, preparasyon şekli ve farklı restorasyon yöntemi ve materyallerinin kullanılması ve uygulanacak kuvvetin tekniği gibi birçok faktör farklılık göstermektedir(230).

Literatürde kırılma dayanımına ferrulenin etkisini inceleyen pek çok çalışma bulunmaktadır(23, 56, 231, 232). Ancak santral dişlere uygulanan endokronlarda ferrulenin kırılma dayanımını inceleyen in vitro çalışma bulunmamaktadır.

Çalışmamızın amacı; endodontik tedavili anterior dişlerin iki farklı materyal ile ferrulenin kırılma dayanımına etkisini karşılaştırmaktır. Çalışmamızın literatüre katkısı; aşırı kron harabiyeti olan kanal tedavili anterior dişlerin endokronlar ile restorasyonu ile ilgili literatürde kısıtlı veri bulunmaktadır ve ferrule varlığının üst santral dişlere uygulanan endokronlara etkisini inceleyen in vitro çalışma bulunmamaktadır. Aynı zamanda zirkonyum içerikli lityum silikat (Celtra duo) ile lityum disilikat (e max CAD) materyallerinin kırılma dayanımlarını karşılaştırmaktır.

Çalışmamızın sıfır hipotezleri;

1-) Endodontik tedavili anterior dişlere uygulanan endokronların kırılma dayanımlarına ferrulenin etkisinin karşılaştırılmasında anlamlı fark yoktur.

2-) Endodontik tedavili ve iki farklı materyal ile üretilen anterior endokronlar arasında kırılma dayanımı açısından anlamlı bir fark yoktur.

Endodontik tedavili dişlerin restoratif veya protetik rehabilitasyonunda yüksek başarı oranı elde etmek için birçok restorasyon çeşidi ve materyali bulunmaktadır. Bunun belirlenebilmesi için geriye kalan diş doku miktarı, ferrule miktarı ve lokalizasyonu dişin morfolojik özellikleri ve arktaki konumu, dişe gelen kuvvetlerin yönü gibi faktörlerin değerlendirilmesinin ardından hastanın fonksiyonel ve estetik beklentilerini karşılamaya yönelik, aynı zamanda parafonksiyonel alışkanlık varlığına dayanıklı, yüksek optik ve mekanik özellikler gösteren materyallerden üretilen, tamiri mümkün, uygulaması pratik, kısa sürede üretilabilen düşük maliyetli ve diş dokularına zarar verebileceği öngörülen restorasyon sisteminin seçilmelidir.

Farklı restorasyon materyallerini ve tiplerini değerlendirmek için yapılan çalışmalar; in vitro ve in vivo olarak ayrılmaktadır. Kanıta dayalı diş hekimliğinde, in vitro çalışmalar in vivo çalışmalar ile desteklenmelidir. İn vivo çalışmalar; yüksek klinik değere sahip olmasına rağmen, hastalara bağlı yürütülmesi gereklidir bu nedenle yürütülmesi zor ve zaman gerektiren çalışmalardır. Aynı zamanda klinik çalışmaya dahil edilen hastaların özelliklerinin standardizasyonu sağlamak zordur. Bununla beraber in vitro çalışmalar ise; kullanılan dişler, aletler ve materyaller; uygulanan test yöntemleri, ortam koşulları gibi kriterlerdeki farklılıklar ve bu durumların her çalışma için standardize edilememesi gibi nedenler, bu tarz laboratuvar çalışmalarının birbirleri ile karşılaştırılmasını zorlaştırır. Ancak yeni materyaller ve teknikler klinik kullanımdan önce in vitro çalışmalarla değerlendirmelidir(233).

İn vitro çalışmalarda rezin, sığır veya insan dişleri kullanılabilir. Sığır dişleri elastisite modülü, restoratif materyallere bağlantısı ve dayanıklılıkları ile insan dişlerine benzer özellikler gösterirler. Farklı olarak insan dişlerinden boyutsal olarak büyük, daha düz yüzeye sahiptirler ve çürük lezyonları yoktur. Resin dişler ise standardizasyon açısından büyük kolaylık sağlamaktadırlar. Ancak, özellikleri ve

adeziv ajanlarla bağlantıları klinik koşulları taklit edemezler(234). İnsan dişlerin deneysel olarak kullanımı, anatomik varyasyonlar ve doğal dişlerin içeriğinin heterojen doğası nedeniyle problemler ortaya çıkarmaktadır. Bununla birlikte, doğal dişlerin kullanımı önceki çalışanlar tarafından kabul edilebilir bulunmuştur(235). İn vitro çalışmalarda, restoratif materyallere adezyonunun iyi olması ve elastik özellikleri sebebiyle klinik koşulları daha iyi yansıtan insan dişlerinin kullanımı önerilir(236). Bu nedenle in vitro çalışmamızda çekilmiş insan dişi kullanılmıştır.

Saklama koşulları in vitro çalışmalarda standardizasyon bakımından önemlidir. Literatürde dişlerin dezenfeksiyonunda formol, timol, %3'lük sodyum hipoklorit ve kloramin gibi çeşitli solüsyonlar kullanılmıştır(237, 238). Formol, dişlerin dezenfeksiyonunda etkili bir solüsyondur ancak dişlerin uzun süre formolde saklanması tavsiye edilmemektedir(239). Dezenfeksiyon sağlanması için çalışmamızda dişler 24 saat formol solüsyonu bekletilmesinin ardından, deney başlayana dek distile suda bekletilmiştir.

Kırılma dayanıklılığını inceleyen pek çok çalışmada gruplarda bulunan örnek sayıları farklılık göstermektedir. Örnek sayısı yetersiz olduğu durumlarda istatistik analiz yapmak güçtür (240) Frater ve diğ. (241) ise 10 adet, Sharath ve diğ. (242) 15 adet, Turker ve diğ. (243) çalışmalarında 10, Silva-Sousa ve diğ.(244) gruplarında 10 adet örnek kullanarak çalışmalarını tamamlamışlardır. Çalışmamızda örnek sayısı 10 adet olacak şekilde belirlenmiştir.

Dişler ağız içi ortamında, sıcaklık değişimlerine maruz kalmaktadırlar. İn vitro çalışmalarda bu özelliği materyallere yansıtmak ise güçtür. Isıl döngüyle yaşlandırmada restoratif materyaller; in vitro koşullarda tekrar eden soğuk ve sıcak su banyolarına maruz bırakılarak ağız ortamı taklit edilmeye çalışılır. Termal döngü uygulamasıyla restorasyonda, adeziv arayüzeyinde ve diş dokularında farklı genleşme katsayılarından dolayı stresler oluşmakta ve bundan kaynaklı arayüzde mikroçatlaklar oluşmaktadır. Uygulanan banyoların sıcaklıklarıyla devir sayısı ve banyolar arası geçiş süreleri literatürde farklılık gösterir. International Organization for Standardization (ISO)'a göre 5 °C ve 55 °C arasındaki sıcaklık ağız içi fizyolojisine en yakın değer olarak kabul görmekte ve test ederken bu sıcaklık değerleri kullanılmaktadır(245). Endokronlar ile ilgili yapılan birçok in vitro çalışmada ısıl döngü, yaşlandırma amacıyla kullanılmaktadır(246-248). Çalışmamızda ağız ortamının taklit edilmesi

amacıyla 5 °C ve 55 °C banyo sıcaklıklarında, her bir banyoda 25'er saniye bekletme ve 10 saniye geçiş süresi ile 5000 kez ısıl döngü ile yaşlandırma işlemi uygulanmıştır.

Aşırı kron harabiyeti bulunan kök kanal tedavili ön dişlerin restorasyonunda post-kor uygulamaları yaygın olarak kullanılmaktadır(249). Kanal tedavisini takiben post boşluğunun oluşturulması sırasında diş yapısında madde kaybı ve buna bağlı olarak dişte zayıflama, kök kırıkları ve/veya kök perforasyonları gibi riskler oluşabilir. Post-kor sistemleri tarafından desteklenen geleneksel kron restorasyonlarına ek olarak; ciddi kron hasarlı dişlerin tedavisinde endokron restorasyonlar, giderek daha fazla kullanılmaktadır. Biacchi ve Basting, yaptıkları çalışmalarında cam fiber post-core uyguladıkları ve geleneksel kron ile restore ettikleri örneklerin 135 derece açıyla sıkışma dayanıklılıklarını, endokron restorasyonlar ile karşılaştırmışlardır. Çalışmalarının sonucuna göre endokron restorasyonların sıkışma dayanıklılıklarının post-core uyguladıkları kron restorasyonlardan daha yüksek olduğunu raporlamışlardır. Bu durumu endokronlarda kullanılan seramiğin kalınlığının diğer restorasyonlara göre daha fazla olmasına bağlamışlardır(58). Aversa ve arkadaşlarının yapmış olduğu sonlu elemanlar analiz yönteminde, kronsuz maksiller santral dişi kompozit blok, alümina, feldspatik seramik bloklar olan farklı materyaller ile post-kron veya endokron şeklinde restore etmişlerdir. Kronların palatinal yüzeyinden dişin uzun aksına 125 derece 10 N kuvvet uygulamışlardır. Yapmış oldukları çalışmada kompozit bloklar gibi dentin ve mineden daha düşük mekanik özelliklere sahip materyallerin restore edilen dişin biyomekanik davranışlarını iyileştirdiklerinden yüksek stres konsantrasyon alanlarını azlattıklarından endokronlar için en uygun materyal olduklarından bahsetmişlerdir(250). Aynı zamanda endokron restorasyonların tek bloktan üretildiklerinden restoratif sistemin ara yüzünde azalmaya bağlı daha az stres oluşumunu sağladıklarını bildiren pek çok çalışma mevcuttur (250-252). Bindl ve Mörmann tarafından yapılan in vivo çalışmada, 4'ü premolar 15'i molar olan 19 endokronun 28 aylık klinik takibi sonrasında sadece birinin tekrarlayan çürükler nedeniyle başarısız olduğu bildirmişlerdir(51). Literatür ışığında in vitro çalışmamızda minimal invaziv yaklaşım prensipleri göz önünde bulundurularak sadece farklı malzeme ve tasarımlarla modifiye edilmiş endokronlara odaklanılmasına karar verilmiş, post kor sistemlerine yer verilmemiştir.

Esas olarak endokronlar için preparasyon prensipleri belirsizdir (56, 193, 244). Klinik kullanım için ise daha çok araştırma ve çalışmaya ihtiyaç vardır. Çalışmamız için, kapsamlı bir literatür taraması yapıldığında, ön dişlere uygulanan endokron restorasyonlarda kavite derinliğiyle ilgili veriler kısıtlıdır. Xixi ve arkadaşlarının yapmış olduğu sonlu elemanlar analizinde(253) üst santral dişlere 3, 4, 5 mm derinlikte hazırlanan endokronların stres değeri ve dağılımı üzerinde önemli bir etkisinin olmadığından ve en iyi restorasyon şeklinin 3 mm derinlikte hazırlanan endokronlar olduğundan bahsetmişlerdir. Yine Kanat Ertürk ve ark. 2018’de yapmış oldukları in vitro analizde üst santral dişleri; zirkonyum oksit, lityum disilikat, rezin matriks seramik, feldspatik seramik, rezin nanoseramik içerikli farklı CAD/CAM bloklarından 3 mm ve 6 mm kanal uzantılı endokronlarla restore etmişler ve dişlerin palatinaline uzun aksa 45 derece açı sağlanacak şekilde kırma testi uygulamışlardır. Çalışmalarının amacı farklı derinliklerde farklı materyallerle üretilen endokronların kırılma dayanımları arasında anlamlı fark olup olmadığını incelemektir. Çalışmanın sonucunda sadece feldspatik seramiklerle üretilen endokronların kırılma dayanımı farklı derinliklerden etkilenmiştir. Aynı zamanda çalışma sonucunda elde edilen kırılma dayanım değerleri santral dişlerde 150-200 N olan ısırma kuvvetleri ile karşılaştırıldığında uzun ve kısa kanal uzantılı endokronların her ikisi için de lityum disilikat ve zirkonya grupları ön bölgede güvenilir şekilde kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Resin nanoseramik ve feldspatik seramikler ise bu ısırma kuvveti sınırlarını aşamadıklarını rapor etmişlerdir(246). Yine literatürde molar dişlere farklı derinliklerde uygulanan endokronların marjinal ve internal uyumsuzlukları karşılaştıran çalışmalar, kavite derinliği arttıkça uyumsuzluğun da arttığından bahsetmişlerdir. Çalışmamızda kanal uzantısını 3 mm şeklinde belirlenmiştir. Ayrıca insizo-servikal iç koniklik 6°’lik açıyla sağlanmış akışkan rezin kompozit ile düz pulpal taban oluşturulmuş mine sement sınırının 1 mm üzerinden supragingival marjin oluşturulmuştur(57, 254).

Kök kanalına bağlanma pek çok faktörden etkilenir ve zordur(255). Kök kanal dentininde, dentin tübüllerinin oryantasyonunun değişmesi ve korondan apikale doğru azalması ve asitleme ve yıkama işlemlerine farklı tepkiler vermesine ve kök kanalının bağlanma kuvvetlerinde değişkenlik göstermesine sebep olmuştur. Ferrari

ve ark.(256) göre, adeziv sistemlerde önemli adımlar; kök anatomisi ve dişin arktaki pozisyonu, ışıkla polimerizasyon süresi, rezidüel asit varlığı ve operatörün deneyimidir. Kullanılan farklı sistemlerin rezin-dentin arayüz bağlantısında morfolojik olarak farklılıklar gösterdiği bildirilmiştir. Oluşturulan hibrid tabakanın total-etch sistemlerde self-etch sistemlerine kıyasla daha kalın olduğu raporlanmıştır(257). Aynı zamanda, hibrit tabakanın kalınlığının self-etch sistemlerde bağlanma etkinliğiyle ilişkili olmadığı bildirilmiştir(258). De Melo ve ark.(259) çalışmalarında dentin rezin siman arasındaki bağlantının kökte kron yüzeyindeki kadar güçlü olmadığını, bunun nedeninin kök kanalının yüksek C-faktöre sahip olmasından kaynaklı olduğunu bildirmişlerdir. C-faktör; bağlanan yüzeyin bağlanmayan yüzeye oranıdır(260). Kavitelerde en fazla 5 olabilen C faktörü, post gibi kök kanalından destek alan kapalı kavitelerde 200'e kadar çıkabilmektedir(261). Bu da kapalı kavitelerde, polimerizasyon stresinin yüksek ve bağlanma dayanımının düşük olmasına sebep olur. Işık gücünün rezine ulaşamayacağı kalınlıktaki restorasyonların kullanıldığı durumlarda kimyasal veya dual cure rezin simanlar tercih edilmelidir. Yine lityum disilikat ile rezin siman arasındaki bağlantının hidroflorik asit uygulamasının ardından MDP içerikli silan uygulaması ile daha başarılı olduğunu bildirilmiştir(262). Çalışmamızda tüm gruptaki endokronlar 3 mm kanal uzantısı içermektedir.Önceki çalışmalar ışığında (69, 263) endokronların simantasyonu için total etch, dual cure adeziv rezin siman olan G-CEM Link Force kullanılmıştır.

Aşırı kron harabiyetinin taklit edilmesi ve 2 mm ferrule oluşturulması amacıyla ferrule içeren grupta dişler; mine sement sınırının 1 mm üzerinde preparasyon basamağı oluşturulabilmesi için 3 mm yüksekliğinde kesilmiştir(244, 264). Literatürde görülen bir çok çalışmada farklı ferrule yükseklik ve şeklinin etkinliği değerlendirilmiştir (62, 63, 247, 265-269). Bu çalışmaların çoğunda, kanal tedavili dişlerin restorasyonunda 2 mm yüksekliğindeki çevresel ferrulenin kırılma dayanıklılığını arttıran en etkin değer olduğunu belirtmişlerdir(63, 247, 265-269). Bu nedenle biz de in vitro çalışmamızda ferrule varlığının değerlendirileceği grupların örneklerinde ferrule yüksekliği 2 mm olacak şekilde belirlenmiştir.

Libman ve arkadaşlarının yapmış olduğu in vitro çalışmada üst keser dişlere 0,5 mm 1 mm, 1,5 mm, 2 mm ferrule oluşturularak döküm post kor ve kron ile restore edip dişleri statik bir yüklemeye tabi tutarak yorulma dirençlerini karşılaştırmışlardır.

Sonuç olarak 1,5 mm ve daha üzerinde olan örneklerin arıza yükünün daha yüksek değerlerde olduğunu bildirmişlerdir(265). Tan ve ark. (63) 50 adet üst çene santral diş üzerinde yaptıkları in vitro çalışmada 2 mm çevresel ferrule sağlanan, 2 mm kısmi ferrule bulunan (2 mm bukkal ve lingual, 0,5 mm proksimal ferrule) ve ferrule bulunmayan gruplar oluşturdular. Örneklerin statik yüklemdeki kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırmışlardır. Buna göre tüm gruplar içerisinde, 2 mm çevresel ferrulenin oluşturulduğu dişlerin kırılma dayanıklılığı, ferrulenin oluşturulmadığı ve kısmi olarak oluşturulduğu dişlere kıyasla daha yüksek olduğu sonucuna varmışlardır. Çalışmalarının sonuçları in vitro çalışmamız ile uyum göstermektedir.

Santos Pantaleon ve ark.(247) yaptıkları benzer bir çalışmada, farklı lokalizasyon ve yükseklikteki ferrule (2 mm çevresel ferrule, 1 tane interproksimal kavite duvarı eksik 2 mm, 3 mm, 4 mm ve 6 mm'lik kısmi ferrule içeren ve son grup olarak ferrulenin oluşturulmadığı) sağlayıp gruplandırdıktan sonra oluşturdıkları kontrol grubu (6 mm'lik kısmi ferrule) dışındaki örnekleri döküm post-kor ve metal kron ile restore etmiş ve daha sonra tüm örneklerle termal siklus uygulayıp universal bir test makinesinde kırma testi uygulamışlardır. Sonuç olarak; en düşük kırılma dayanımı, bir kavite duvarı eksik kısmi 2 mm ferrule bulunan grupta gözlenirken, kırılmanın gerçekleştiği en yüksek kuvvet değerleri 2 mm çevresel ferrule varlığında belirlenmiştir. 2007 yılında yapılan ve farklı metal post-kor sistemleri kullanılarak restore edilen endodontik tedavili dişlerin 17 yıllık takip sonuçlarını içeren klinik çalışma(268), in vitro çalışmaları desteklemektedir. Yapılan kontrollü klinik çalışmaya dahil edilen prefabrike metal post-kor, döküm metal post-kor, ve direkt kompozit rezinle restorasyonu sağlanan 304 adet diş; ferrule (çevresel 2 mm) içermesine ve içermemesine göre iki gruba ayrılıp incelenmiştir. Yapılan çalışmanın sonucundaysa farklı kor yapılarının kanal tedavili dişlerin sağ kalım oranlarını etkilemezken, bu dişlerin uzun dönem yüksek sağ kalım oranlarıyla varlığını sürdürebilmesinde yeterli ferrule miktarının (çevresel 2 mm) kritik bir değer olduğunu belirtilmiştir. Yine Lu Zhi ve arkadaşları üst santral dişlere 2 mm ferrule bulunan döküm ve prefabrik postlarla ferrule bulunmayan döküm post kronların kırılma dayanımını in vitro yöntemle karşılaştırmışlar ve en yüksek değerleri 2 mm ferrulenin sağlandığı döküm postla restore edilen dişlerde olduğunu; ferrule oluşturulmayan döküm postlarla 2 mm ferrulenin oluşturulduğu prefabrik postların benzer performans

gösterdiklerinden bahsetmişlerdir(270). Xixi Li ve arkadaşlarının yapmış olduğu sonlu elemanlar analiz yönteminde(253), oblik kırığı bulunan üst santral dişin fiber post, döküm post ve 3, 4, 5 mm derinliklerindeki endokronların 1 ve 2 mm ferrulenin varlığında oluşan stresleri karşılaştırmışlardır. Dentin, adeziv tabaka ve restorasyon arasındaki rijitlik uyumsuzluğunun stres dağılımını etkileyebileceği düşünüldüğünde, farklı materyaller arasındaki arayüz sayısı ne kadar fazlaysa stres dağılımı o kadar düşük olduğundan, endokronun monolitik yapısı, geleneksel restorasyonun çoklu arayüzünden daha fazla stres yükünü desteklediğinden bahsetmişlerdir. Bu nedenle, oblik kırığı olan büyük santral kesici dişlerde endokron, döküm veya fiber postla restore edilen kronlardan daha iyi stres dağılımı gösterdiğini belirtmişlerdir. Yine ferrule miktarını karşılaştırdıkları bu çalışmada bir çok çalışmadan farklı olarak 1 mm ve 2 mm ferrule arasında stres dağılımında anlamlı fark olmadığını bulmuşlardır. Çalışmamızdan farklı olarak bu sonuca varmalarının sebebi olarak oluşturdukları kırık hattının oblik olması ve buna bağlı ferrulenin çevresel olmamasından kaynaklandığı düşünülebilir.

Shahenda T. tarafından 2020’de yapılmış in vitro analizde (271), 40 tane alt molar dişlerin yarısını 1 mm ferrule ile diğer yarısını ferrule oluşturmadan prepare edilip lityum disilikat ( E max CAD) içerikli bloklardan ürettikleri endokronlara termal yaşlandırma uygulanmış sonrasında universal test cihazında kırılma gerçekleşene kadar dişlerin uzun aksı boyunca kuvvet uygulanmıştır. Ferrule içeren örneklerin kırılma yükleri ( $3528,69N \pm 569,83$ ), ferrule içermeyenlere ( $2393,91 \pm 759,71$ ) kıyaslı istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Çalışmamızın sonuçları Shahenda ve ark. yaptıkları bu çalışmayla gruplar arasında ilişki bakımından uyumludur ancak kırılma değerleri daha düşüktür. Bu durumu; santral dişlerde adezyon sağlanması için gereken yüzey alanının santral dişlerde molar dişlere kıyasla daha az olması, uygulanan kuvvetin çalışmamızda oblik yönde olması, prepare edilen diş yüzeyinin tüm kron boyuna oranla daha fazla olması nedeniyle daha fazla kaldırıcı kuvveti etkisi oluşturması söylenebilir. Aynı zamanda çalışmamızın sonuçları Taha D.(272) 2018’de, Jovanovski S.(273) 2017, Ausiello P’nin (274) 2017’de yapmış oldukları çalışmalarla uyumludur.

Aurélío de Carvalho ve ark. 2021 yılında yapmış oldukları çalışmalarında 30 sığır dişini iki gruba ayırıp ferrule içermeyen 4 mm derinlikte iki farklı CAD/CAM bloğu



ile (rezin nanoseraamik ve lityum disilikat içerikli) endokron üretmişlerdir. Örneklere insizal kenardan 30 derecelik açı ile izometrik döngüsel yüklemeyi örnekler arızalanana kadar ya da 140.000 döngü tamamlanana kadar uygulamışlardır. Bu arada aynı yazarlar tarafından aynı koşullar altında daha önce yapılan bir çalışmanın verilerini de çalışmaya dahil etmişlerdir. Yayınladıkları nceki çalışmaların içerdiği gruplar ise; 2 mm ferrulenin sağlandığı ve post içermeyen nanohibrit kompozit rezin ile oluşturulmuş kor yapı, yüksük ve post içermeyen kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin ile oluşturulmuş kor yapı ve fiber post ile nanohibrit kompozitle oluşturulmuş kor yapı şeklinde dir. Bu üç grup da lityum disilikat ile restore etmişlerdir. alışmalarında; gruplar arasında en üstün performansı ferrule içeren gruplarda izlediklerini, ferrule içermeyen endokron gruplarının da kırılma dayanımı açısından iyi performans gösterdiğini belirtmişlerdir. Ürettikleri materyaller arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark olmasa da başarısızlık modlarına göre LDS'nin daha üstün performans gösterdiğinden bahsetmişlerdir ( $p=0,844$ ).

Yapılan literatür taraması sonucunda, in vitro çalışmalarda dişlere 45°'lik eğimle uygulanan kuvvetin daha yıkıcı olduğu ileri sürülmüştür. Oblik yönde yk uygulamak, düşük kuvvetlerde bile kırılma riskini arttırır. Çünkü oluşan stresler dişin uzun aksı boyunca dağılmaz ve servikalde daha fazla yoğunlaşır. Bu durum da tamir edilemez kırıkların görülme ihtimalini arttırır(275, 276). Gresnigt ve ark. lateral ve aksiyel statik kuvvetler altında lityum disilikat (IPS e.max CAD) ve rezin nanoseraamik (Lava Ultimate) ile üretilen molar dişlere uygulanan endokronların kırılma dayanımını karşılaştırmışlardır. Aksiyel kuvvetler (2.265 ve 2.428 N) altında malzemeler arasında anlamlı bir fark elde etmezken lateral kuvvetler altında rezin nanoseraamik grubu (838 N), cam seramik grubuna göre (1118 N) nemli ölçüde daha düşük değerler gösterdiği ve endokronların aksiyel kuvvetler karşısında daha dayanıklı oldukları sonucuna varmışlardır(248). Barreto ve ark. dişin uzun eksenine 45 derece açı yapacak şekilde uygulanan kuvvetin ve oluşan streslerin uzun eksen boyunca yayılmak yerine dişin servikal bölgesinde birikmesine ve buna bağlı kırık riskinin arttığını belirtmişlerdir(275). Restorasyonların başarısızlık tipleri değerlendirildiğinde ferrule varlığında ve yokluğunda her iki materyalde de en çok kırık tipi olarak; tip 4 kırık izlenirken tip 1 kırık tipi izlenmemiştir. Yaptığımız çalışmada tüm gruplar yüksek

kırılma değerleri göstermesine karşın daha çok tamiri mümkün olmayan kırıklar izlenmiştir. Bunun sebebi olarak uygulanan kuvvetin oblik olması ve santral dişlerin kron boyunun posterior dişlere göre daha uzun olması sebebiyle kuvvet kolunun daha büyük olması şeklinde yorumlayabiliriz.

Biacchi ve ark. alt molar dişleri lityum disilikat içelikli IPS e.max Press ile örneklerin yarısı endokron yarısı cam fiber post kor ile konvansiyonel kronlarla restore edip 135° açıda kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Oblik kırılma mukavemeti açısından endokronların (674.75 N) konvansiyonel post-kor kron restorasyonlardan (469.90 N) daha yüksek kırılma değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir(58). Ayrıca Chang ve ark. 20 adet premolar dişi iki gruba ayırıp lősit ile güçlendirilmiş cam seramikten endokron ve post-kor kron ile restore etmişlerdir. Termal yaşlandırma uyguladıkları dişleri kırılma oluşana kadar universal bir test cihazında aksiyel kuvvet uygulamışlardır. Çalışma sonucunda cam seramik endokron restorasyonların (1.446.68 N), premolarlar için cam fiber post ve kompozit çekirdek (1.163.30 N) ile desteklenen tam seramik kronlardan istatistiksel olarak daha yüksek kırılma direnci değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir(277). Bu sonuçlar, seramik malzemelerin artan kalınlıklarına ve post-kor kronlara göre endokronların arayüz sayısının azalmasına bağlanmıştır(58, 277).

İn vitro çalışmalarda klinik benzerliğin taklit edilebilmesi için, yapay periodontal ligament kullanılabilmektedir. Örneğin; Dias De Souza ve ark. periodontal ligamenti simüle etmek için üretilen kauçuk, Sedrez-Porto ve ark. polieter ölçü materyali, Isidor ve ark. silikon kauçuk materyalini kullanmışlardır(278-280). Soares ve ark, periodontal ligamentin oluşan stresi absorbe ederek kırılma direnci ve kırılma modlarını etkilediğinden bahsetmişlerdir. Ancak literatürde bazı çalışmalar, periodontal ligamentin kalınlığının stabilizasyon ve standardizasyonunu sağlamanın güç olduğundan bahsetmişlerdir(60, 248, 277). Yine yapay periodontal bağ yükleme sırasında dejenerasyona uğrayabilmektedir. Marchionatti ve ark. fiber post ile restore edilen köklerin kırılma direnci açısından periodontal ligament varlığında ve yokluğunda bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda periodontal ligament simüle edilmemiştir ve dişler doğrudan akrilik rezin içine yerleştirildi(281).

Einhorn ve ark. 2017’de yapmış oldukları in vitro çalışmada 36 alt üçüncü molar dişi ferrulesiz, 1 mm, 2 mm şeklinde ferrule oluşturarak dişlerin preparasyonunu tamamlayıp lityum disilikattan (IPS e.max CAD, Ivoclar-Vivadent) endokronlar üretmişlerdir. Tüm preparasyonların özelliklerini doğrulanıp dijital kayıt mikroskobu kullanılarak yüzey alanını ölçmüşlerdir. Bonding için mevcut yüzey alanı, standart endokron hazırlığından 1 mm yüksük grubuna %36 arttı. Yapışma için mevcut yüzeyin standart endokrondan 2 mm yüksüklü endokrona %47’nin üzerinde artmıştır(56). Çalışma sonucumuzda ferrule içeren endokronların ortalama kırılma dayanım değerleri, butt-joint preparasyon şekli içeren gruplara göre daha yüksek çıkmıştır. Bu durum ferrule içeren örneklerin ferrule içermeyenlere kıyasla daha yüksek ortalama kırık değerleri göstermesinin nedeni daha fazla adeziv yüzey alanına sahip olması şeklinde yorumlanabilir.

Silva-Sousa 50 tane insan kanin dişlerine ferrule oluşturmadan ve 2 mm ferrule oluşturarak bu dişleri endokron ve post kor kron ile restore etmişlerdir. Tüm örnekleri lityum disilikat ile restore ettikten sonra toplamda 140.000 döngü tamamlanana kadar 45 derece açı ile dinamik yüklemeye tabi tutmuşlardır. Çalışma sonucunda ferrule içermeyen endokronların yorulma testinden sağ çıkmadığını, ferrule içeren post-kor kron restorasyonların kırılmaya karşı daha dirençli olduğunu, ferrule içeren endokronların ise ön grup dişler post kor restorasyonlara uygun bir alternatif olduğunu raporlamışlardır(244). Çalışma sonuçlarını ferrule içermeyen endokronlarla karşılaştırdığımızda sonuçlar arasındaki farklılığın bizim çalışmamızda kullandığımız statik yüklemekten kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz.

Günümüzde, yeni seramik sistemlerin simantasyonunda; bağlayıcı sistemlerde meydana gelen gelişmeler, kuvvetli ve güvenilir bağlantıyı sağlamakta ve tam seramik restorasyonların metal destekli seramik ve kompozit rezin restorasyonlar yerine kullanımını arttırmaktadır (282). Tam seramiklerin üretilmesinde farklı sistemler kullanılmakta ve en güncel olarak CAD/CAM sistemleri gösterilmektedir. CAD/CAM sistemleriyle restorasyon üretimi daha kolay, hızlı ve minimum hata ile üretilmektedir. Bu sistem ile; maliyet azaltılarak, estetik, fonksiyon ve biyouyumluluk bakımından yeni geliştirilen materyallerden restorasyonun üretimi sağlanmaktadır. Geleneksel restorasyonlar manuel olarak elde edildiğinden, kullanılan

materyalin estetik ve mekanik özelliklerinin güvenilirliğini etkileyebilmektedir(131). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda CAD/CAM sistemiyle üretilen restorasyonlar için zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik blok (Celtra Duo) ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş blok (IPS e.max CAD) olmak üzere iki farklı blok karşılaştırılmıştır. Lityum disilikat bloğun elastisite modülü 90-95 GPa iken; eğilme dayanıklılığı 320-450 MPa'dır(283, 284). Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik blok olan Celtra Duo'nun kırılma dayanımı 2 MPa; bükülme dayanımı 210-370 MPa; elastik modülü 70 GPa ve sertliği 7 GPa'dır(107). Sağlıklı mine dokusunun elastisite modülü 80-84 GPa değerleri arasındayken; dentin dokusununsa 18-20 GPa arasındadır (285).

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler, tam seramik restorasyonlar arasında yaygın kullanılan estetik materyallerdendir. Bu seramikler, yüksek dayanımlı polikristalin seramiklerden daha üstün translüsensi ve estetik görünüm sergilemelerine karşın zayıf mekanik özellikleri nedeniyle endikasyon alanı dardır(286, 287). Govare ve ark.'nın 2016'da yayımladıkları sistematik derlemede endokronların, adeziv başarısızlık riskinin kırılma riskinden daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Lityum disilikat materyali diğer restoratif materyallere göre daha yüksek bağlanma değerleri gösterdiğinden aynı zamanda bu materyallerin üstün estetik özellikleri ve kompozit rezinlere göre daha iyi yaşlanma, daha düşük plak birikimini sağladığından endokronlar için en iyi restoratif materyal olduğundan bahsetmişlerdir(288). Zirkonyanın tetragonalden monoklinik faza dönüşümleri, %4.5'lik hacim artışlarına neden olur bu şekilde çatlak ilerlemesi durur. Tüm bu özellikler, ZLS'nin zirkonya içermeyen lityum disilikat seramiklere kıyasla kırılma dayanıklılığını azaltır ve dayanıklılığını artırır(289). Zirkonya materyali ise mekanik özelliklerindeki üstünlüğe rağmen opak görüntüsünden ötürü estetik olarak zayıftır. Bu nedenle cam seramikler ile zirkonyanın olumlu özelliklerini birleştirilerek içerisindeki zirkonya sayesinde matriks içerisinde oluşacak çatlağın ilerlemesi durdurularak dayanıklılık arttırılmış ve küçük lityum silikat partikülleri sayesinde de üstün estetik özellik sağlanmaya çalışılmış ve zirkonya içerikli lityum silikat (ZLS) materyaller piyasaya sürülmüştür(83, 102, 286). Elsaka ve Elnaghy, lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) ile zirkonyum katkılı lityum silikat seramik (Vita Suprinity; Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Almanya) materyallerinin mekanik özelliklerini

karşılaştırdıkları çalışmalarında, zirkonyum takviyeli lityum silikat seramiklerin bükülme ve kırılma dayanımlarının, elastik modülü ve sertliklerinin gibi mekanik özelliklerinin lityum disilikat seramikten daha üstün olduğunu raporlamışlardır(102).

Awad ve arkadaşları, zirkonyum takviyeli lityum silikat seramiklerinde silikat kristallerinin küçük boyutunun yüksek cam içeriğine yol açtığını ve bunun da lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklere kıyasla daha iyi ışık geçirgenliği sağlayabileceğini bildirmiştir(290). Yine ZLS seramikler, mükemmel bir estetik ile ilişkili iyi mekanik özelliklere sahip olması nedeniyle yüksek estetik beklentisi olan hastalar için lityum disilikat materyallere geçerli bir alternatif olduğu bildirilmiştir(291). Yapılan bu çalışmalar ışığında biz de çalışmamızda zirkonya içerikli lityum silikat materyali ile lityum disilikat materyallerinin kırılma dayanımlarını karşılaştırmayı amaçladık. Seramik restorasyonların üretiminde bir çok CAD/CAM bloğu piyasada mevcut olmasına rağmen, uzun vadeli kabul edilebilir klinik başarısı, iyi bağlanma özellikleri, kısa laboratuvar adımları, üstün estetik özellik, endokronlar için yüksek kırılma değerleri göstermeleri gibi avantajlara sahip olduğu için IPS E max CAD blokları seçildi(35) e.max CAD'den üretilen endokronlar için yüksek kırılma yükü değeri gösterir. El Damanhoury ve ark. yapmış olduğu in vitro çalışmada 30 alt molar diş üzerine 3 farklı materyalden ( CEREC blocks, e max CAD, Lava Ultimate) endokronlar üretilip termal yaşlandırmaya tabi tutulmuş ve 24 saat süreyle %5'lik metilen mavisi boya çözeltisine daldırılmış. Universal test makinesi kullanılarak dişlerin uzun eksenine 35 derecede kırılma gerçekleşene kadar kuvvet uygulamışlar. Lava Ultimate(1583,28) ile üretilen endokronların kırılma değerleri CEREC blocks(1340,92 N) ve E max CAD (1368,76 N) ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmasına karşın uzun vadeli klinik başarıyı tehlikeye sokacak yüksek oranda mikrosızıntı oluştuğunu bildirmişlerdir(54). Çalışmamızda endokronların yarısı için klinik olarak kullanımı güvenle önerilen lityum disilikat içerikli E max CAD'den üretilmiştir.

Son zamanlarda üç boyutlu görüntü alma tekniklerindeki gelişmeler ile, kısa zamanda, kolay ve net ölçü alınabilmektedir(292). Cerec Bluecam, Cerec Omnicam'den bir önceki kamera sistemidir. Cerec Bluecam'de tekli birkaç görüntüyü birleştirip üç boyutlu model elde edilirken, Cerec Omnicam'de bu durum, devamlı görüntü alınarak sağlanır. Cerec Bluecam'de yüzeylerde yansımaları engellemek ve

yüzeylerde aynı rengi elde etmek için kullanılan pudra Cerec Omnicam'de bulunmamaktadır(58). Pudrasız sistemler; hem hekim hem de hasta açısından daha konforludur(293). Pudra uygulamasının kaldırılmasıyla yapılan çalışmaların sonuçları, bu sistemlerin klinik olarak daha güvenilir ve başarılı olduğunu göstermiştir(294). Memari ve ark. 2006-2017 yılları arasında yayınlanan ölçü yöntemleriyle ilgili literatürü inceledikleri derlemelerinde; birçok çalışmanın geleneksel ölçü yöntemlerine göre dijital yöntemlerle alınan ölçünün daha yüksek doğruluk oranına sahip olduğu, restorasyonlarda daha düşük kenar boşluğu izlendiğinden bahsetmişlerdir. Yine çalışmalarında literatürde CEREC sistemlerinin, iTero, LAVA, sistemlerine kıyasla daha kabul edilebilir doğruluğa sahip olduklarını rapor etmişlerdir(295). Çalışmamızda, klinikte hasta başında uygulanabilen Cerec Omnicam sistemi ile intraoral ölçü alınmıştır.

Çalışmamızda lityum disilikat ve zirkonyum takviyeli lityumsilikat bloklarıyla üretilen restorasyonların kırılma dayanıklılığı değerlendirilmiş olup her iki materyal arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Böylelikle çalışmamızın 2. Hipotezi kabul edilmiştir. Bu farklı içerikli materyallerin mekanik özelliklerinin bilinmesi, klinik endikasyonun belirlenmesinde olanak sağlamaktadır.

Maksimum oklüzal kuvvetler 200 N ile 3500 N arasında değişir. Yetişkin insan ağızında dişler arasındaki oklüzal kuvvetler mandibular posterior bölgede en yüksektir ve molar dişlerden kesici dişlere doğru gittikçe azalır. Birinci ve ikinci molar dişleri üzerindeki kuvvetler 400 N ile 800 N arasında değişir. Premolar, kanin ve keser dişler üzerindeki ortalama kuvvet sırasıyla 300 N, 200 N ve 150 N'dur (296). Bakke ve ark.'nın yaptıkları in vivo çalışmalarında, ön bölge dişlerine gelen ortalama maksimum kuvvetin 222 N olduğunu raporlamışlardır(297). Çalışmamızda alınan ortalama dayanıklılık değerleri gruplara göre sırasıyla; ferruleli gruplarda 534,10 N (IPS e max CAD), 588,34 N (Celtra Duo); ferrule içermeyen gruplarda ise 365,38 N (IPS e max CAD), 425,87 N (Celtra Duo) olarak ölçülmüştür. Tüm gruplarda belirlenen ortalama kırılma değerleri; anterior bölge dişler için maksimum fizyolojik kuvvetin üstündedir. Bu durum tüm gruplar için; yapılan restorasyonların kırılma dayanıklılığı yönünden ön bölgede risk oluşturmadığı söylenebilir.

El Ghouel ve ark. 80 tane mandibular molar dişi 4 gruba ayırarak (n=20) üzerine farklı bloklardan CAD/CAM ile üretilen indirekt endokron restorasyonların aksiyel ve

lateral kuvvetler karşısında kırılma direncini değerlendirmişlerdir. Bir test grubu geleneksel lityum disilikat cam seramik kron ile restore edilirken diğer test grupları sırasıyla, CAD/CAM ile üretilen lityum disilikat cam seramik, zirkonya destekli lityum disilikat cam seramik ve rezin nano seramik endokron ile restore edildi. Siklus yüklemesinden sonra, test örneklerinin yarısına aksiyel diğer yarısına ise lateral yük uygulandı. Çalışma sonucunda, aksiyel yükleme altında zirkonya destekli lityum disilikat cam seramik endokron restorasyonlar en düşük kırılma değeri gösterirken, lityum disilikat cam seramik ile rezin nanoseramik endokron restorasyonlar benzer kırılma direnci gösterdi. Ancak, lateral yük altında lityum disilikat cam seramik endokron restorasyonlar en yüksek kırılma direnci gösterdi. Bu durum, lityum disilikat cam seramik materyalin asit uygulaması ile daha iyi pürüzlendirilmesi ve rezin siman ile mikromekanik bağlantı göstermesi ile açıklanabilir(298). Sonuçların çalışmamızdan farklı olmasının nedeni olarak molar dişlerde diş doku miktarının fazla buna bağlı olarak endokronun simantasyon yüzey alanının kesici dişlerden çok daha büyük olması şeklinde açıklayabiliriz.

Schwindling ve ark. 2016 da yapmış oldukları çalışmalarında 48 adet maksiller santral kron üretmek için 3 grup oluşturacak şekilde zirkonyum takviyeli lityum silikat, lityum disilikat ve feldispatik seramik içerikli (Celtra duo, IPS e.max CAD, Vita Mark II) farklı CAD CAM blokları kullanmışlardır. Ardından üretilen restorasyonlar benzer boyutlardaki metallere kendinden adezivli simanla yapıştırmışlardır. Her grubun yarısına termal yaşlandırma uygulanmadan, diğer yarısına termal yaşlandırma (6.5°C ile 60°C arasında 10.000 döngü) uygulanarak çiğneme simülasyonuna tabi tutmuşlardır. Yaşlanma yapılmadan gerçekleştirilen çiğneme simülasyonu oluşturulan örneklerden; zirkonya takviyeli lityum silikat (725 N), lityum disilikat (701 N) ve feldspatik seramikten (554 N) daha yüksek değerler gösterse de sonuçlar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Yaşlanma sonrasında ise, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat dışındaki tüm malzemeler için kırılma direnci azalmıştır. Ortalama kırılma yükleri, zirkonya takviyeli lityum silikat (766 N) için en yüksek ve hem lityum disilikat (485N) hem de feldspatik (372 N) için önemli ölçüde daha düşük bulunmuştur. Araştırmacılar termomekanik yaşlandırmadan sonra ZLS kronların kırılma direncini koruduğundan bahsetmişlerdir(299). Çalışmamızda termal siklus sonrası materyaller arası kırılma dayanımında zirkonyum takviyeli lityum silikat ile

Üretilen endokronların ferruleden bağımsız olarak kırılma dayanımı değerleri, lityum disilikattan daha yüksek olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Shereen ve ark. 2019 da yapmış oldukları in vitro analizde 32 adet üst çene molar diğe yarısını pressleme tekniğiyle lityum dilikat ile zirkonyum takviyeli lityum silikat ile diğer yarısını ise aynı içerikli CAD/CAM bloklarından elde edilecek şekilde kron ürettikten sonra örneklerin marjinal boşluğunu ve kırılma dayanımını karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda CAD/CAM bloklarından üretilen tam kronların kırılma dayanımları pressleme tekniğinden anlamlı derecede yüksek çıkmıştır ( $P<0,001$ ). Sonuç olarak aynı içerikli materyal kullanılsa bile CAD/CAM teknikleri pressleme tekniğinden kırılma direnci bakımından daha başarılı olduğunu raporlamışlardır. Al-Fadhli ve arkadaşlarının 2021’de yapmış oldukları in vitro çalışmada 30 adet insan kanin dişleri zirkonyum takviyeli lityum silikat (Celtra press) ve lityum disilikat (IPS e.max press) ile restore edecek şekilde 2 gruba ayırıp her grubu 6 mm kanal uzantılı endokron, 10 mm uzantılı endokron, post-kor kron olacak şekilde üçer alt grup oluşturmuşlardır. Daha sonra örnekleri 5000 döngülük termal yaşlandırmaya tabi tutup kırılma dayanımlarını incelemişlerdir. Çalışmada endokron grupları daha yüksek kırılma değerleri göstermesine rağmen anlamlı bir fark bulunmamıştır. Yine endokronlar arasında 10 mm endokron grubu 6 mm derinlikte hazırlanan gruba göre daha yüksek kırılma değerleri göstermiştir ancak istatistiksel olarak anlamlı değildir. Buna bağlantı yüzey alanındaki artışın neden olabileceğinden bahsetmişlerdir. Yine çalışmada materyallerin kırılma dayanımını karşılaştırdıklarında Celtra press’in (244.98 N) IPS e.max press’ten (235.54 N) daha yüksek değerler göstermesine rağmen kırılma dayanımı değerleri arasında anlamlı fark yoktur(300). Bizim alışmamızda da materyaller kullandığımız CAD CAM bloklarından Celtra Duo(507,11) kırılma değerleri IPS e max CAD (449,74)’den daha yüksek olmasına rağmen bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Çalışma sonuçlarımız materyaller arası kırılma dayanımı değerleri arasındaki istatistiksel ilişki bakımından Al- Fadhli ve ark. sonuçlarıyla uyumludur. Ancak ortalama kırılma değerlerimizin Al-Fadhli ve ark. daha yüksek olmasının nedeni üretim sırasında CAD/CAM tekniğini kullanmamızdan kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz.



Çalışmamızın sınırlandıran faktör; tek tip adeziv siman sistemi kullanılmasıdır. Diğer sistemlerin kullanımında farklı sonuçların elde edilebilir. Ek olarak kırılma rezistansı, periyodik yorulma, ve başarısızlık paterninde restorasyonun intrakoronel boyutsal değişiminden dolayı oluşan başarısızlıklar değerlendirmeye alınmamıştır. Bağlantı dayanıklılığı, restorasyonun uzun dönem başarısını etkileyen önemli faktörlerdendir.

Endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda ferrule etkisinin önemi çalışmamızla da desteklenmektedir. Yakın zamanda minimal invaziv diş hekimliğindeki gelişmeler ışığında arka grup dişlerde sıklıkla tercih edilen endokronların kullanım alanı giderek artmaktadır. Sürekli gelişen dijital teknolojiler ile yüksek dayanıklılığa sahip üstün estetik özelliğe sahip seramik materyallerinin üretimi; hem restorasyonların kalitesinin arttırılabileceğini ve monoblok bir restorasyon üretilebilecek dayanıklılıkta olmasını hem de tek seansta kısa sürelerde tedavinin gerçekleştirilebilmesini sağlamaktadır. Kırılma dayanıklılığı testleri laboratuvar koşulları altında standart klinik prosedürler dikkate alınarak gerçekleştirilmesine rağmen in vitro çalışmalarda elde edilen verilerin ağı içi ortamı tam olarak taklit edemediği ve sonuçların in vivo çalışmalar kadar güvenilir olmadığı bilinmelidir. Bu yüzden yaptığımız in vitro çalışmamızın sonuçları klinik araştırmalarla desteklenmelidir.

## SONUÇLAR

1) Ferrule varlığının maksiller keser dişlerde kırılma dayanımını incelediğimiz in vitro çalışmamızın sınırları dahilinde 2 mm ferrule içeren gruplarda ferrule içermeyenlere göre kırılma dayanım değerleri anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. Endodontik tedavili anterior dişlerde uygulanacak endokronlara ferrulenin olumlu yönde etkisi olduğu sonucuna varılmıştır.

2) Farklı ferrule dizayn ve farklı restoratif materyal ile restore ettiğimiz tüm grupların ortalama kırılma değerleri santral dişlere gelen oklüzal kuvvetlerin üzerinde olduğu izlenmiştir.

3) Farklı CAD/CAM blokları olan zirkonyum takviyeli lityum silikat ile üretilen endokronların lityum disilikat ile üretilen endokronlardan daha yüksek kırılma dayanımı değerleri göstermesine rağmen istatistiksel anlamda herhangi bir fark olmadığı bulunmuştur.

4) Çalışmamızda CAD/CAM bloklarından üretilen endokronların kırık tipleri incelendiğinde daha çok tip 3 ve tip 4 kırık tipi izlenmiştir.

5) Günümüzde yaygın olarak posterior bölgede kullanılmaya başlanan endokron restorasyonların endodontik tedavi görmüş maksiller ön bölge dişler için konservatif umut verici bir tedavi şekli olmasında in vitro ve in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

## KAYNAKÇA

1. Johnson JK, Schwartz NL, Blackwell RT. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. *Journal of the American Dental Association* (1939) 1976;93(3):597-605.
2. Linn J, Messer HH. Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars. *Journal of endodontics* 1994;20(10):479-485.
3. Assif D, Nissan J, Gafni Y, Gordon M. Assessment of the resistance to fracture of endodontically treated molars restored with amalgam. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003;89(5):462-465.
4. Sokol DJ. Effective use of current core and post concepts. *The Journal of prosthetic dentistry* 1984;52(2):231-234.
5. Aksu İ. Ferrule Varlığının ve Yokluğunun; Farklı Endokron ve Estetik Post-kor Restorasyonlarının Kırılma Dayanıklılığına Etkisinin, İn Vitro Olarak Karşılaştırılması. *hacettepe*; 2017.
6. Carter J, Sorensen S, Johnson R, Teitelbaum R, Levine M. Punch shear testing of extracted vital and endodontically treated teeth. *Journal of biomechanics* 1983;16(10):841-848.
7. Rivera E, Yamauchi M. Site comparisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth. *Archives of oral biology* 1993;38(7):541-546.
8. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1972;34(4):661-670.
9. Huang T-JG, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *Journal of endodontics* 1992;18(5):209-215.
10. Papa J, Cain C, Messer H. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Dental Traumatology* 1994;10(2):91-93.
11. Andreasen JO, Farik B, Munksgaard EC. Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dental Traumatology* 2002;18(3):134-137.
12. Grigoratos D, Knowles J, Ng YL, Gulabivala K. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. *International endodontic journal* 2001;34(2):113-119.
13. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *Journal of endodontics* 2010;36(4):609-617.
14. Dimitriu B, Vârlan C, Suciu I, Vârlan V, Bodnar D. Current considerations concerning endodontically treated teeth: alteration of hard dental tissues and biomechanical properties following endodontic therapy. *Journal of medicine and life* 2009;2(1):60.
15. Grieznis L, Apse P, Blumfelds L. Passive tactile sensibility of teeth and osseointegrated dental implants in the maxilla. *Stomatologija* 2010;12(3):80-86.
16. Paphangkorakit J, Osborn J. The effect of normal occlusal forces on fluid movement through human dentine in vitro. *Archives of Oral Biology* 2000;45(12):1033-1041.
17. Van der Burgt T, Plasschaert A. Tooth discoloration induced by dental materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1985;60(6):666-669.
18. Van der Burgt T, Mullaney T, Plasschaert A. Tooth discoloration induced by endodontic sealers. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1986;61(1):84-89.
19. Mannocci F, Cowie J. Restoration of endodontically treated teeth. *British dental journal* 2014;216(6):341-346.

20. Basmadjian-Charles C, Farge P, Bourgeois D, Lebrun T. Factors influencing the long-term results of endodontic treatment: a review of the literature. *International Dental Journal* 2002;52(2):81-86.
21. Sjögren U, Hägglund B, Sundqvist G, Wing K. Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *Journal of endodontics* 1990;16(10):498-504.
22. Faria ACL, Rodrigues RCS, de Almeida Antunes RP, de Mattos MdGC, Ribeiro RF. Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. *Journal of prosthodontic research* 2011;55(2):69-74.
23. İrem A. FERRULE VARLIĞININ VE YOKLUĞUNUN; FARKLI ENDOKRON VE ESTETİK POST-KOR RESTORASYONLARIN KIRILMA DAYANIKLILIĞINA ETKİSİNİN, İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI [dissertation]. 2017.
24. Tikku AP, Chandra A, Bharti R. Are full cast crowns mandatory after endodontic treatment in posterior teeth? *Journal of conservative dentistry: JCD* 2010;13(4):246.
25. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Elsevier Health Sciences; 2006.
26. Wendt Jr S. Microleakage and cusp fracture resistance of heat-treated composite resin inlays. *American journal of dentistry* 1991;4(1):10-14.
27. Ekstrand J, Nielsen JB, Havarinasab S, Zalups RK, Söderkvist P, Hultman P. Mercury toxicokinetics—dependency on strain and gender. *Toxicology and Applied Pharmacology* 2010;243(3):283-291.
28. Bryant RW, Mahler DB. Modulus of elasticity in bending of composites and amalgams. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1986;56(2):243-248.
29. Hansen E. In vivo cusp fracture of endodontically treated premolars restored with MOD amalgam or MOD resin fillings. *Dental Materials* 1988;4(4):169-173.
30. Boyer D, Roth L. Fracture resistance of teeth with bonded amalgams. *American Journal of Dentistry* 1994;7(2):91-94.
31. Baraban DJ. Immediate restoration of pulpless teeth. *The Journal of prosthetic dentistry* 1972;28(6):607-612.
32. Cho GC, Kaneko LM, Donovan TE, White SN. Diametral and compressive strength of dental core materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 1999;82(3):272-276.
33. Oliva R, Lowe J. Dimensional stability of silver amalgam and composite used as core materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 1987;57(5):554-559.
34. Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. *The Journal of prosthetic dentistry* 1999;82(3):341-347.
35. Kovarik RE, Breeding LC, Caughman WF. Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. *The Journal of prosthetic dentistry* 1992;68(4):584-590.
36. ARIKAWA H, KUWAHATA H, SEKI H, KANIE T, FUJII K, INOUE K. Deterioration of mechanical properties of composite resins. *Dental materials journal* 1995;14(1):78-83,104.
37. Mjör IA. Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Brazilian dental journal* 2009;20:3-16.
38. Kijssamanmith K, Timpawat S, Harnirattisai C, Messer H. Micro-tensile bond strengths of bonding agents to pulpal floor dentine. *International Endodontic Journal* 2002;35(10):833-839.
39. Donovan T, Kahn R. Restorative options for posterior teeth. *Journal of the California Dental Association* 1990;18(1):39-44.
40. Soares PV, Santos-Filho PCF, Martins LRM, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part

- I: fracture resistance and fracture mode. *The Journal of prosthetic dentistry* 2008;99(1):30-37.
41. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *The Journal of prosthetic dentistry* 1999;82(6):643-657.
  42. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002;87(3):256-263.
  43. Summitt JB. *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*. Quintessence Publishing Company; 2006.
  44. Saunders W, Saunders E. Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review. *Dental Traumatology* 1994;10(3):105-108.
  45. Ulusoy N, Nayyar A, Morris CF, Fairhurst CW. Fracture durability of restored functional cusps on maxillary nonvital premolar teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1991;66(3):330-335.
  46. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002;87(4):431-437.
  47. Ferrari M, Scotti R. *Fiber posts: characteristics and clinical applications*. Roma: Ed Masson 2002;12(4):1-5.
  48. Christensen GJ. Posts and cores: state of the art. *Journal of the American Dental Association* (1939) 1998;129(1):96-97.
  49. Peroz I, Blankenstein F, Lange K-P, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores--a review. *Quintessence international* 2005;36(9).
  50. Lander E, Dietschi D. Endocrowns: a clinical report. *Quintessence international* 2008;39(2).
  51. Bindl A, Mörmann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years-preliminary results. *Journal of Adhesive Dentistry* 1999;1(3).
  52. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD* 1995;7(5):83-94.
  53. Lin CL, Chang YH, Chang CY, Pai CA, Huang SF. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *European journal of oral sciences* 2010;118(1):87-93.
  54. El-Damanny HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Operative dentistry* 2015;40(2):201-210.
  55. Lin C-L, Chang Y-H, Hsieh S-K, Chang W-J. Estimation of the failure risk of a maxillary premolar with different crack depths with endodontic treatment by computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic restorations. *Journal of endodontics* 2013;39(3):375-379.
  56. Einhorn M, DuVall N, Wajdowicz M, Brewster J, Roberts H. Preparation ferrule design effect on endocrown failure resistance. *Journal of Prosthodontics* 2019;28(1):e237-e242.
  57. Gaintantzopoulou M, El-Damanny H. Effect of preparation depth on the marginal and internal adaptation of computer-aided design/computer-assisted manufacture endocrowns. *Operative dentistry* 2016;41(6):607-616.
  58. Biacchi G, Basting R. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Operative dentistry* 2012;37(2):130-136.
  59. Lise DP, Van Ende A, De Munck J, Suzuki TYU, Vieira LCC, Van Meerbeek B. Biomechanical behavior of endodontically treated premolars using different preparation designs and CAD/CAM materials. *Journal of dentistry* 2017;59:54-61.
  60. Ramírez-Sebastià A, Bortolotto T, Cattani-Lorente M, Giner L, Roig M, Krejci I. Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: influence of post length on fracture strength. *Clinical oral investigations* 2014;18(2):545-554.

61. Mamoun JS. On the ferrule effect and the biomechanical stability of teeth restored with cores, posts, and crowns. *European journal of dentistry* 2014;8(02):281-286.
62. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *The Journal of prosthetic dentistry* 1990;63(5):529-536.
63. Tan PL, Aquilino SA, Gratton DG, Stanford CM, Tan SC, Johnson WT, et al. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *The Journal of prosthetic dentistry* 2005;93(4):331-336.
64. Al-Hazaimeh N, Gutteridge D. An in vitro study into the effect of the ferrule preparation on the fracture resistance of crowned teeth incorporating prefabricated post and composite core restorations. *International Endodontic Journal* 2001;34(1):40-46.
65. Barkhordar RA, Radke R, Abbasi J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. *The Journal of prosthetic dentistry* 1989;61(6):676-678.
66. Magne P, Carvalho A, Bruzi G, Anderson R, Maia H, Giannini M. Influence of no-ferrule and no-post buildup design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns. *Operative dentistry* 2014;39(6):595-602.
67. Forberger N, Göhring TN. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry* 2008;100(4):264-273.
68. Guo J, Wang Z, Li X, Sun C, Gao E, Li H. A comparison of the fracture resistances of endodontically treated mandibular premolars restored with endocrowns and glass fiber post-core retained conventional crowns. *The journal of advanced prosthodontics* 2016;8(6):489-493.
69. Aktas G, Yerlikaya H, Akca K. Mechanical failure of endocrowns manufactured with different ceramic materials: an in vitro biomechanical study. *Journal of prosthodontics* 2018;27(4):340-346.
70. Can G, Ersoy E, Aksu M. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *Özyurt matbacılık* 2014:210-214.
71. Zhang Y, Kelly JR. Dental ceramics for restoration and metal veneering. *Dental Clinics* 2017;61(4):797-819.
72. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2001;85(1):61-66.
73. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 1996;7(2):134-143.
74. Anusavice K. Mechanical properties of dental materials. *Phillip's science of dental materials* 1996;457:493.
75. Craig R, Powers J. *Restorative dental materials*, 11th edn, St. Louis: Mosby 2002:348-370.
76. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium* 2014;35(1):38-43.
77. McLaren E, Giordano R. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend. Contin. Educ. Dent* 2010;31:682-684.
78. O'brien WJ. *Dental materials and their selection*, 2002. Quintessence 2002.
79. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry* 2007;98(5):389-404.
80. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association* 1997;128(3):297-307.
81. Korkmaz C. TAM SERAMİKLERİN DİŞHEKİMLİĞİNDEKİ YERİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2014;24(Supplement 8):136-140.

82. Campbell SD, Sozio RB. Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1988;59(3):301-306.
83. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics* 2015;28(3).
84. Sen N, Tuncelli B. CAD/CAM Restorasyonlarının Üretimi İçin Kullanılan Materyaller. *Türkiye Klinikleri. Dishekimliği Bilimleri Dergisi* 2017;23(2):109.
85. Kang S-H, Chang J, Son H-H. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restorative dentistry & endodontics* 2013;38(3):134-140.
86. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics* 2004;48(2):513-530.
87. YAVUZYLMAZ H, Turhan B, Baybek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2005;22(1):49-60.
88. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003;89(4):374-380.
89. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry* 2004;92(6):557-562.
90. Oh S-C, Dong J-K, Lüthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *International Journal of Prosthodontics* 2000;13(6).
91. Denry I, Holloway J. Effect of sodium content on the crystallization behavior of fluoramphibole glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 2002;63(1):48-52.
92. Höland W SM, Frank M, Rheinberger V,. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000;53:297-303.
93. Esquivel-Upshaw JF YH, Jones J, Yang M, Anusavice KJ. In vivo wear of enamel by a lithia disilicate-based core ceramic used for posterior fixed partial dentures: first year results. *Int J Prosthodont*, 2006. ;19,: 391-396.
94. Ivoclar Vivadent A. Scientific documentation IPS e, max Press. Liechtenstein: Ivoclar Vivadent. (2005).
95. Höland W AE, van't Hoen C, Rheinberger V, . Studies of crystal phase formations in high-strength lithium disilicate glass-ceramics. . *Journal of Non-Crystalline Solids*, 2006.;352, , :4041-4050.
96. Ritter RG. Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2010.; 22,: 332-341.
97. Culp L ME. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. . *Compend Contin Educ Dent*, 2010. ; 31, 9, .
98. Ritzberger C AE, Höland W, Peschke A, Rheinberger VM,. Properties and Clinical Application of Three Types of Dental Glass-Ceramics and Ceramics for CAD-CAM Technologies. *Materials (Basel)*, 2010. ; 3, 6, :3700-3713.
99. Shen JZ. Advanced ceramics for dentistry. 2014.
100. Conrad HJ SW, Pesun IJ, . Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2007. ;98,: 389-404.

101. Springall GA, Yin L. Response of pre-crystallized CAD/CAM zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic to cyclic nanoindentation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2019;92:58-70.
102. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental materials* 2016;32(7):908-914.
103. Sato TP, Anami L, Melo R, Valandro L, Bottino M. Effects of surface treatments on the bond strength between resin cement and a new zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Operative dentistry* 2016;41(3):284-292.
104. Denry I, Kelly J. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of dental research* 2014;93(12):1235-1242.
105. Zarone F, Ruggiero G, Leone R, Breschi L, Leuci S, Sorrentino R. Zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS) mechanical and biological properties: A literature review. *Journal of Dentistry* 2021;109:103661.
106. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials* 2017;33(1):84-98.
107. GÜLENÇ Ö, YALUĞ S. Zirkonya İle Güçlendirilmiş Lityumsilikat Cam Seramikler. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*;11(3):360-365.
108. Sınmazışık G, Öveçoğlu M. Physical properties and microstructural characterization of dental porcelains mixed with distilled water and modeling liquid. *dental materials* 2006;22(8):735-745.
109. Kukiattrakoon B, Hengtrakool C, Kedjarune-Leggat U. Effect of acidic agents on surface roughness of dental ceramics. *Dental research journal* 2011;8(1):6.
110. Junpoom P, Kukiattrakoon B, Hengtrakool C. Flexural strength of fluorapatite-leucite and fluorapatite porcelains exposed to erosive agents in cyclic immersion. *Journal of Applied Oral Science* 2011;19:95-99.
111. El Zhawi H, Kaizer MR, Chughtai A, Moraes RR, Zhang Y. Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. *Dental Materials* 2016;32(11):1352-1361.
112. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of prosthodontic research* 2014;58(4):208-216.
113. ŞENER İD, TÜRKER ŞB. KİMYASAL YAPILARINA GÖRE TAM SERAMİK RESTORASYONLAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2009;2009(1):61-67.
114. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental clinics* 2011;55(2):333-352.
115. Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling W. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dental Materials* 2002;18(3):216-220.
116. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry* 1996;75(1):18-32.
117. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002;88(1):4-9.
118. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal* 2011;56:84-96.
119. Güngör MB, Nemli SK, Çağlar A, Aydın C, Yılmaz H. Clinical study on the success of posterior monolithic zirconia crowns and fixed dental prostheses: preliminary report. *Acta Odontologica Turcica* 2017;34(3):104.
120. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental Materials* 2008;24(8):1107-1113.



121. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson V. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of dental research* 2007;86(2):142-146.
122. McLaren EA, Terry DA. CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995) 2002;23(7):637-641, 644, 646 passim; quiz 654.
123. BULTAN Ö, ÖNGÜL D, TÜRKOĞLU P. ZİRKONYANIN MİKROYAPILARINA VE ÜRETİM ŞEKİLLERİNE GÖRE SINIFLANDIRILMASI. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry* 2010;44(3):197-204.
124. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20(1):1-25.
125. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the american ceramic society* 2009;92(9):1901-1920.
126. Roualdes O, Duclos M-E, Gutknecht D, Frappart L, Chevalier J, Hartmann DJ. In vitro and in vivo evaluation of an alumina–zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials* 2010;31(8):2043-2054.
127. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review* 2008;44(1):3-21.
128. Takano T, Tasaka A, Yoshinari M, Sakurai K. Fatigue strength of Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite with different surfaces. *Journal of dental research* 2012;91(8):800-804.
129. Petrini M, Ferrante M, Su B. Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dental Materials* 2013;29(4):375-381.
130. Jongsma L, Kleverlaan C, Feilzer A. Clinical success and survival of indirect resin composite crowns: results of a 3-year prospective study. *Dental Materials* 2012;28(9):952-960.
131. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *The Journal of the American Dental Association* 2006;137:14S-21S.
132. Üstün Ö, Büyükhatipoğlu IK, Seçilmiş A. Shear bond strength of repair systems to new CAD/CAM restorative materials. *Journal of Prosthodontics* 2018;27(8):748-754.
133. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2016;28(1):56-66.
134. Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hiraba H, Okazaki T, Matsumura H. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dental materials journal* 2015;34(6):881-887.
135. Alberio A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of clinical and experimental dentistry* 2015;7(4):e495.
136. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2015;114(4):587-593.
137. Mainjot A, Dupont N, Oudkerk J, Dewael T, Sadoun M. From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *Journal of dental research* 2016;95(5):487-495.
138. Mihali S, Bortun C, Bratu E. Nano-ceramic particle reinforced composite-Lava Ultimate CAD/CAM restorative. *Rev Chem* 2013;64(4):435-437.
139. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental materials* 2014;30(9):954-962.

140. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 2012;21(1):28-32.
141. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth J-F. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2016;55:1-11.
142. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials* 2014;30(5):564-569.
143. Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2013;26:34-42.
144. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials* 2016;32(11):e275-e283.
145. BAYINDIR F, UZUN AGDİH. Tam seramik kuron sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2007;2007(2).
146. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association* 2006;137(9):1289-1296.
147. Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 2012;33(1):28-30, 32, 34.
148. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007;28(26):3757-3785.
149. Tuncer S, Demirci M, Öztaş E, Tekçe N, Uysal Ö. Microhybrid versus nanofill composite in combination with a three step etch and rinse adhesive in occlusal cavities: five year results. *Restorative Dentistry & Endodontics* 2017;42(4):253-263.
150. Lührs A-K, Guhr S, Günay H, Geurtsen W. Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clinical oral investigations* 2010;14(2):193-199.
151. Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics* 2011;55(2):311-332.
152. Lu H, Mehmood A, Chow A, Powers JM. Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. *The Journal of prosthetic dentistry* 2005;94(6):549-554.
153. Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA. Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *Journal of Prosthodontics* 1994;3(3):149-157.
154. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *Journal of dentistry* 2011;39:e30-e36.
155. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics of North America* 2007;51(2):453-471.
156. Souza-Junior E, Souza-Régis M, Alonso R, Freitas A, Sinhoreti M, Cunha L. Effect of the curing method and composite volume on marginal and internal adaptation of composite restoratives. *Operative Dentistry* 2011;36(2):231-238.
157. Arisu HD, Üçtaşlı M, Eligüzeloğlu E, Özcan S, Ömürlü H. The effect of occlusal loading on the microleakage of class V restorations. *Operative dentistry* 2008;33(2):135-141.
158. Santini A. Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials. *Dental update* 2010;37(4):214-227.

159. Almeida JR, Schmitt GU, Kaizer MR, Boscato N, Moraes RR. Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers. *The Journal of prosthetic dentistry* 2015;114(2):272-277.
160. Ferracane JL, Stansbury J, Burke FJT. Self-adhesive resin cements—chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of oral rehabilitation* 2011;38(4):295-314.
161. Swift Jr E, Bayne S. Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. *American journal of dentistry* 1997;10(4):184-188.
162. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D, Swift J, Edward J. Self-adhesive resin cements. *Journal of esthetic and restorative dentistry* 2010;22(6):412-419.
163. Christensen GJ. Should resin cements be used for every cementation? *The Journal of the American Dental Association* 2007;138(6):817-819.
164. Knobloch LA, Gailey D, Azer S, Johnston WM, Clelland N, Kerby RE. Bond strengths of one-and two-step self-etch adhesive systems. *The Journal of prosthetic dentistry* 2007;97(4):216-222.
165. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *Journal of Adhesive Dentistry* 2008;10(4).
166. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dental Materials* 2004;20(10):963-971.
167. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dental Materials* 2006;22(1):45-56.
168. Al-Assaf K, Chakmakchi M, Palaghias G, Karanika-Kouma A, Eliades G. Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. *Dental Materials* 2007;23(7):829-839.
169. Liu P-R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium* 2005;26(7):507-513.
170. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics* 2011;55(3):559-570.
171. Dogan DO, Gorler O, Mutaf B, Ozcan M, Eyuboglu GB, Ulgey M. Fracture resistance of molar crowns fabricated with monolithic all-ceramic CAD/CAM materials cemented on titanium abutments: An in vitro study. *Journal of Prosthodontics* 2017;26(4):309-314.
172. Denissen H, Dozić A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2000;84(5):506-513.
173. Liu P-R, Essig ME. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium* 2008;29(8):2-8.
174. Silva NR, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 2011;20(2):93-96.
175. KARAALIOĞLU AGDOF, DUYSMUŞ ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi* 2008;2008(1):25-32.
176. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *The Journal of the American Dental Association* 2006;137:22S-31S.
177. Reiss B. Long-term clinical performance of CEREC restorations and the variables affecting treatment success. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 2001;22(6 Suppl):14-18.
178. Fasbinder DJ. CAD/CAM ceramic restorations in the operator and laboratory. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 2003;24(8):595-598, 600.

179. Mehl A, Ender A, Mörmann W, Attin T. Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *International journal of computerized dentistry* 2009;12(1):11-28.
180. Kurz M, Attin T, Mehl A. Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clinical oral investigations* 2015;19(8):2035-2043.
181. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A, et al. Hydrolytic stability of composite repair bond. *European journal of oral sciences* 2007;115(5):417-424.
182. McInnes P, Dickinson G. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dental materials* 1992;8(3):181-184.
183. Chen C-C, Huang T-H, Kao C-T, Ding S-J. Effect of conditioners on bond durability of resin composite to Nd: YAP laser-irradiated dentin. *Dental materials journal* 2006;25(3):463-469.
184. Huang M, Li M, Huang F, Ding S. The effect of thermocycling and dentine pre-treatment on the durability of the bond between composite resin and dentine. *Journal of Oral Rehabilitation* 2004;31(5):492-499.
185. Longman C, Pearson G. Variations in tooth, surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials* 1987;8(5):411-414.
186. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry* 1999;27(2):89-99.
187. Palmer D, Barco M, Billy E. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *The Journal of prosthetic dentistry* 1992;67(3):325-327.
188. Ölmez A, Öztaş N, Bilici S. Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. *Quintessence international* 1998;29(11).
189. Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dental materials* 1996;12(5-6):290-294.
190. Ernst C-P, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clinical oral investigations* 2004;8(3):130-138.
191. Pazinato FB, Campos BB, Costa LC, Atta MT. Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. *Pesquisa Odontologica Brasileira* 2003;17:337-341.
192. Jang K, Chung D, Shin D, Garcia-Godoy F. Effect of eccentric load cycling on microleakage of Class V flowable and packable composite resin restorations. *Operative dentistry* 2001;26(6):603-608.
193. Von Fraunhofer J, Adachi E, Barnes D, Romberg E. The effect of tooth preparation on microleakage behavior. *Operative dentistry* 2000;25(6):526-533.
194. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research* 2005;84(2):118-132.
195. DeLong R, Douglas WH. An artificial oral environment for testing dental materials. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1991;38(4):339-345.
196. Krejci I, Lutz F. In-vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin= Revue Mensuelle Suisse D'odonto-stomatologie= Rivista Mensile Svizzera di Odontologia e Stomatologia* 1990;100(12):1445-1449.
197. Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *International Journal of Prosthodontics* 2002;15(1).
198. Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental materials* 2009;25(4):494-499.

199. Pilo R, Cardash HS. In vivo retrospective study of cement thickness under crowns. *The Journal of prosthetic dentistry* 1998;79(6):621-625.
200. Plant C, Jones D, Darvell B. The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *British Dental Journal* 1974;137(6):233-238.
201. Alsahhaf A, Spies BC, Vach K, Kohal R-J. Fracture resistance of zirconia-based implant abutments after artificial long-term aging. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2017;66:224-232.
202. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Comparison of fracture strength and failure mode of different ceramic implant abutments. *The Journal of prosthetic dentistry* 2017;117(4):499-506.
203. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clinical oral implants research* 2018;29(1):20-27.
204. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hämmerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant–abutment connections after aging and chewing simulation. *Clinical oral implants research* 2012;23(1):12-18.
205. Wassell R, McCabe J, Walls A. A two-body frictional wear test. *Journal of dental research* 1994;73(9):1546-1553.
206. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J-F, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental materials* 2012;28(4):449-456.
207. Edelhoff D, Schraml D, Eichberger M, Stawarczyk B. Comparison of fracture loads of CAD/CAM and conventionally fabricated temporary fixed dental prostheses after different aging regimens. *Int J Comput Dent* 2016;19(2):101-112.
208. Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hämmerle CH. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. *Clinical oral investigations* 2012;16(6):1669-1677.
209. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture Resistance of Lithium Disilicate--, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study. *International Journal of Prosthodontics* 2001;14(3).
210. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics* 2002;15(4).
211. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dental materials* 2008;24(5):633-638.
212. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dental Materials* 1995;11(2):103-110.
213. AL-Makramani BM, Razak A, Abu-Hassan M. Evaluation of load at fracture of Procera AllCeram copings using different luting cements. *Journal of prosthodontics* 2008;17(2):120-124.
214. Alshehri SA. An investigation into the role of core porcelain thickness and lamination in determining the flexural strength of in-ceram dental materials. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 2011;20(4):261-266.
215. Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal of oral rehabilitation* 2004;31(7):682-688.
216. Thompson VP, Rekow DE. Dental ceramics and the molar crown testing ground. *Journal of Applied Oral Science* 2004;12:26-36.
217. Ban S, Anusavice K. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of Dental Research* 1990;69(12):1791-1799.

218. Koutayas SO, Kern M, Ferraresso 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2000;83(5):540-547.
219. Koutayas SO, Kern M, Ferraresso F, Strub JR. Influence of framework design on fracture strength of mandibular anterior all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *International Journal of Prosthodontics* 2002;15(3).
220. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice K. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *Journal of dentistry* 2000;28(7):529-535.
221. 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. *International Journal of Prosthodontics* 2000;13(5).
222. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 2002;10(1):15-22.
223. Ausiello P, De Gee A, Rengo S, Davidson C. Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored. *American Journal of Dentistry* 1997;10(5):237-241.
224. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inlab and hot-pressed techniques. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 2011;20(7):535-540.
225. Ferro KJ, Myers ML, Graser GN. Fracture strength of full-contoured ceramic crowns and porcelain-veneered crowns of ceramic copings. *The Journal of prosthetic dentistry* 1994;71(5):462-467.
226. Carrier DD, Kelly JR. In-Ceram failure behavior and core-veneer interface quality as influenced by residual infiltration glass. *Journal of Prosthodontics* 1995;4(4):237-242.
227. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *Journal of endodontics* 2004;30(5):289-301.
228. Ortega V, Pegoraro L, Conti P, Do Valle A, Bonfante G. Evaluation of fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars, restored with ceromer or heat-pressed ceramic inlays and fixed with dual-resin cements. *Journal of oral rehabilitation* 2004;31(4):393-397.
229. Staderini E, Patini R, Guglielmi F, Camodeca A, Gallenzi P. How to manage impacted third molars: Germectomy or delayed removal? A systematic literature review. *Medicina* 2019;55(3):79.
230. Pontius O, Hutter JW. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronoradicular reinforcement. *Journal of Endodontics* 2002;28(10):710-715.
231. Abdel-Aziz M, Abo-Elmagd A. Effect of endocrowns and glass fiber post-retained crowns on the fracture resistance of endodontically treated premolars. *Egypt Dent J* 2015;61(3203):3210-3216.
232. Rocca GT, Canneto J-J, Scotti N, Daher R, Feilzer A, Saratti CM, et al. Restoration of Severely Damaged Endodontically Treated Premolars: Influence of the Ferrule Effect on Marginal Integrity and Fracture Load of Resin Nano-ceramic CAD-CAM Endocrowns. *Operative dentistry* 2021;46(6):650-660.
233. Baydır A. Termal siklus test protokolünde belirtilen alt ve üst sıcaklık sınır değerlerinin in vivo ölçümü. 2010.
234. Yassen GH, Platt JA, Hara AT. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *Journal of oral science* 2011;53(3):273-282.
235. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *The Journal of prosthetic dentistry* 1997;78(1):5-9.

236. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002;87(4):438-445.
237. Tjan AH, Whang SB. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1985;53(4):496-500.
238. Güngör MB, Bal BT, Yilmaz H, Aydin C, Nemli SK. Fracture strength of CAD/CAM fabricated lithium disilicate and resin nano ceramic restorations used for endodontically treated teeth. *Dental Materials Journal* 2017:2016-2017.
239. Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook Jr A, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *The Journal of the American Dental Association* 2007;138(12):1599-1603.
240. Yeo I-S, Yang J-H, Lee J-B. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003;90(5):459-464.
241. Fráter M, Forster A, Jantýk Á, Braunitzer G, Nagy K, Grandini S. In vitro fracture resistance of premolar teeth restored with fibre-reinforced composite posts using a single or a multi-post technique. *Australian Endodontic Journal* 2017;43(1):16-22.
242. Chandra SS, Agrawal N, Sujatha I, Sivaji K. Fracture resistance of endodontically treated single rooted premolars restored with Sharonlay: an in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry: JCD* 2016;19(3):270.
243. Turker SB, Alkumru HN, Akalin B. Fracture resistance of endodontically treated canines restored with different sizes of fiber post and all-ceramic crowns. *The journal of advanced prosthodontics* 2016;8(2):158-166.
244. Silva-Sousa AC, Moris IC, Barbosa AFS, Silva-Sousa YTC, Sousa-Neto MD, Pires CRF, et al. Effect of restorative treatment with endocrown and ferrule on the mechanical behavior of anterior endodontically treated teeth: An in vitro analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2020;112:104019.
245. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2014;29:295-308.
246. Kanat-Ertürk B, Sarıdağ S, Kösele E, Helvacioğlu-Yiğit D, Avcu E, Yildiran-Avcu Y. Fracture strengths of endocrown restorations fabricated with different preparation depths and CAD/CAM materials. *Dental materials journal* 2018;37(2):256-265.
247. Pantaleón DS, Morrow BR, Cagna DR, Pameijer CH, Garcia-Godoy F. Influence of remaining coronal tooth structure on fracture resistance and failure mode of restored endodontically treated maxillary incisors. *The Journal of prosthetic dentistry* 2018;119(3):390-396.
248. Gresnigt MM, Özcan M, van den Houten ML, Schipper L, Cune MS. Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. *Dental materials* 2016;32(5):607-614.
249. Dimitriu B. Current opinions concerning the restoration of endodontically treated teeth: basic principles. *Journal of medicine and life* 2009;2(2):165-172.
250. Aversa R, Apicella D, Perillo L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, et al. Non-linear elastic three-dimensional finite element analysis on the effect of endocrown material rigidity on alveolar bone remodeling process. *Dental materials* 2009;25(5):678-690.
251. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dental materials* 2006;22(11):1035-1044.

252. Dejak B, Młotkowski A. 3D-Finite element analysis of molars restored with endocrowns and posts during masticatory simulation. *Dental Materials* 2013;29(12):e309-e317.
253. Li X, Kang T, Zhan D, Xie J, Guo L. Biomechanical behavior of endocrowns vs fiber post-core-crown vs cast post-core-crown for the restoration of maxillary central incisors with 1 mm and 2 mm ferrule height: A 3D static linear finite element analysis. *Medicine* 2020;99(43).
254. Shin Y, Park S, Park J-W, Kim K-M, Park Y-B, Roh B-D. Evaluation of the marginal and internal discrepancies of CAD-CAM endocrowns with different cavity depths: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry* 2017;117(1):109-115.
255. Guldener KA, Lanzrein CL, Guldener BES, Lang NP, Ramseier CA, Salvi GE. Long-term clinical outcomes of endodontically treated teeth restored with or without fiber post-retained single-unit restorations. *Journal of endodontics* 2017;43(2):188-193.
256. Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. *Dental Materials* 2001;17(5):422-429.
257. Bitter K, Gläser C, Neumann K, Blunck U, Frankenberger R. Analysis of resin-dentin interface morphology and bond strength evaluation of core materials for one stage post-endodontic restorations. *PLoS One* 2014;9(2):e86294.
258. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt K. State of the art of self-etch adhesives. *Dental materials* 2011;27(1):17-28.
259. de Melo RM, Galhano G, Barbosa SH, Valandro LF, Pavanelli CA, Bottino MA. Effect of Adhesive System Type and Tooth Region on the Bond Strength to Dentin. *Journal of Adhesive Dentistry* 2008;10(2).
260. Davidson C, De Gee A, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of dental research* 1984;63(12):1396-1399.
261. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer J-M, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dental Materials* 2003;19(3):199-205.
262. Dönmez MB, Erdoğan AC, OKUTAN Y, YÜCEL MT. Farklı adeziv primerlerin lityum disilikat cam seramik ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımına etkisi. *Selcuk Dental Journal* 2020;7(3):406-412.
263. Tzimas K, Tsiafitsa M, Gerasimou P, Tsi trou E. Endocrown restorations for extensively damaged posterior teeth: clinical performance of three cases. *Restorative dentistry & endodontics* 2018;43(4).
264. Magne P, Lazari P, Carvalho M, Johnson T, Del Bel Cury A. Ferrule-effect dominates over use of a fiber post when restoring endodontically treated incisors: an in vitro study. *Operative dentistry* 2017;42(4):396-406.
265. Libman WJ, Nicholls JI. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. *International Journal of Prosthodontics* 1995;8(2).
266. Cho H, Michalakis KX, Kim Y, Hirayama H. Impact of interproximal groove placement and remaining coronal tooth structure on the fracture resistance of endodontically treated maxillary anterior teeth. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 2009;18(1):43-48.
267. Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *The Journal of prosthetic dentistry* 2004;92(2):155-162.
268. Fokkinga WA, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Creugers NH. Up to 17-year controlled clinical study on post-and-cores and covering crowns. *Journal of dentistry* 2007;35(10):778-786.



269. Ng CC, Dumbrigue HB, Al-Bayat MI, Griggs JA, Wakefield CW. Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth. *The Journal of prosthetic dentistry* 2006;95(4):290-296.
270. Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003;89(4):368-373.
271. Elsaid ST, Ahmed AF, Hassan SM. Fracture Resistance and Retention of CAD/CAM Endo-Crowns Using Different Preparation Designs. *Al-Azhar Dental Journal for Girls* 2020;7(2-C):203-211.
272. Taha D, Spintzyk S, Schille C, Sabet A, Wahsh M, Salah T, et al. Fracture resistance and failure modes of polymer infiltrated ceramic endocrown restorations with variations in margin design and occlusal thickness. *Journal of prosthodontic research* 2018;62(3):293-297.
273. Jovanovski S, Popovski J, Dakskobler A, Marion L, Jevnikar P. The influence of crown ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *Balkan Journal of Dental Medicine* 2017;21(1):44-49.
274. Ausiello P, Ciaramella S, Martorelli M, Lanzotti A, Zarone F, Watts DC, et al. Mechanical behavior of endodontically restored canine teeth: Effects of ferrule, post material and shape. *Dental Materials* 2017;33(12):1466-1472.
275. Barreto BCF, Van Ende A, Lise DP, Noritomi PY, Jaecques S, Sloten JV, et al. Short fibre-reinforced composite for extensive direct restorations: a laboratory and computational assessment. *Clinical oral investigations* 2016;20(5):959-966.
276. Wang C, Du J, Li H, Chang H, Chen K. Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a post used to restore a root filled premolar using the finite element stress analysis combined with the Taguchi method. *International Endodontic Journal* 2016;49(7):690-699.
277. Chang C-Y, Kuo J-S, Lin Y-S, Chang Y-H. Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns. *Journal of Dental Sciences* 2009;4(3):110-117.
278. De Souza GD, Pereira G, Dias C, Paulillo L. Fracture resistance of premolars with bonded class II amalgams. *Operative Dentistry* 2002;27(4):349-353.
279. Sedrez-Porto JA, Münchow EA, Valente LL, Cenci MS, Pereira-Cenci T. New material perspective for endocrown restorations: effects on mechanical performance and fracture behavior. *Brazilian oral research* 2019;33.
280. Isidor F, Ödman P, Brøndum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *International Journal of Prosthodontics* 1996;9(2).
281. Marchionatti AME, Wandscher VF, Broch J, Bergoli CD, Maier J, Valandro LF, et al. Influence of periodontal ligament simulation on bond strength and fracture resistance of roots restored with fiber posts. *Journal of Applied Oral Science* 2014;22:450-458.
282. Filho AM, Vieira LCC, Araújo É, Monteiro Júnior S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *Journal of Prosthodontics* 2004;13(1):28-35.
283. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental Materials* 2006;22(1):29-36.
284. Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 2012;21(5):353-362.
285. Habelitz S, Marshall Jr GW, Balooch M, Marshall SJ. Nanoindentation and storage of teeth. *Journal of biomechanics* 2002;35(7):995-998.

286. Traini T, Sinjari B, Pascetta R, Serafini N, Perfetti G, Trisi P, et al. The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dental materials journal* 2016;35(5):748-755.
287. Silva N, Bonfante E, Martins L, Valverde G, Thompson V, Ferencz J, et al. Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. *Journal of dental research* 2012;91(3):305-310.
288. Govare N, Contrepolis M. Endocrowns: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry* 2020;123(3):411-418. e419.
289. Springall GA, Yin L. Nano-scale mechanical behavior of pre-crystallized CAD/CAM zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2018;82:35-44.
290. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of prosthetic dentistry* 2015;113(6):534-540.
291. SILVA LHd, LIMA Ed, Miranda RBdP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian oral research* 2017;31.
292. Wiedhahn K, Schenk O, Fritzsche G. Cerec Omnicam-Intraoralscan 2.0. *Int J Comput Dent* 2012;15(3):199-205.
293. Mörmann W, Brandestini M, Lutz F. The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting. *Die Quintessenz* 1987;38(3):457-470.
294. Randow K, Glantz P-O. On cantilever loading of vital and non-vital teeth an experimental clinical study. *Acta Odontologica Scandinavica* 1986;44(5):271-277.
295. Memari Y, Mohajerfar M, Armin A, Kamalian F, Rezayani V, Beyabanaki E. Marginal adaptation of CAD/CAM all-ceramic crowns made by different impression methods: A literature review. *Journal of Prosthodontics* 2019;28(2):e536-e544.
296. Ahmed H. *Craig's restorative dental materials*, fourteenth edition. *British Dental Journal* 2019;226(1):9-9.
297. Bakke M, HOLM B, JENSEN BL, MICHLER L, MÖLLER E. Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors. *European Journal of Oral Sciences* 1990;98(2):149-158.
298. El Ghoul W, Özcan M, Silwadi M, Salameh Z. Fracture resistance and failure modes of endocrowns manufactured with different CAD/CAM materials under axial and lateral loading. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2019;31(4):378-387.
299. Schwindling FS, Rues S, Schmitter M. Fracture resistance of glazed, full-contour ZLS incisor crowns. *Journal of prosthodontic research* 2017;61(3):344-349.
300. al-Fadhli M, Mohsen C, Katamich H. Fracture Resistance of Anterior Endocrown vs. Post Crown Restoration an In-vitro Study. *Systematic Reviews in Pharmacy* 2021;12(12):3737-3745.
301. Rinke S, Pfitzenreuter T, Leha A, Roediger M, Ziebolz D., Clinical evaluation of chairside-fabricated partial crowns composed of zirconia-reinforced lithium silicate ceramics: 3-year results of a prospective practice-based study. *J Esthet Restor Dent*, 2020 32(2): p. 226-23
302. Rinke S., Brandt A., Hausdoerfer T., Leha A., Ziebolz D. Clinical Evaluation of Chairside-Fabricated Partial Crowns Made of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic: 2-Year-Results. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.* 2020;28:36–42. [PubMed] [Google Scholar]

## ÖZGEÇMİŞ

İlk ve orta öğrenimimi Hatay’da tamamladım. Lise Eğitimimi İskenderun Demir Çelik Anadolu Lisesi’nde tamamladım. Lisan eğitimimi Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde 2017 yılında tamamladım. 2019 yılında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim dalında başladığım uzmanlık eğitimimi, 2023 yılında tamamladım.



## EKLER

### 1. ETİK KURUL RAPORU



DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
YEREL ETİK KURUL KARARLARI



Protokol No: 2021-57

Tarih: 24.11.2021

| TANIMLAYICI BİLGİLER                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |                                     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------|
| Sorumlu Araştırmacı Unvanı / Adı                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR           |
| Kurumu / Anabilim / Bilim Dalı                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      | Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı |
| Araştırmacı ( Protokol ) Kodu                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 2021-57                             |
| Yürütücülüğünü Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR'in yaptığı "İki Farklı Materyal İle Hazırlanan Anterior Endokronların Kırılma Dayanımları Üzerine Preparasyon Dizaynlarının Etkisi" başlıklı, 2021-57 Protokol no.lu çalışma Etik Kurulumuz tarafından görüşülmüş olup, Etik Kurallara <b>UYGUN OLDUĞUNA, Oy Çoğuğu –Oy Birliği</b> ile karar verilmiştir. |                                     |

#### DİĞER ARAŞTIRMACILAR

| No | Unvanı                | Adı / Soyadı |
|----|-----------------------|--------------|
| 1  | Dt. / Araş. Görevlisi | Serap SASA   |

| Görevi         | Adı Soyadı                            | Birimi                                          | Evet | Hayır | İmza |
|----------------|---------------------------------------|-------------------------------------------------|------|-------|------|
| Başkan         | Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR             | Diş.Hek.Fak.<br>Protetik Diş Tedavisi A.D.      |      |       |      |
| Başkan<br>Yrd. | Prof. Dr. Seher Gündüz ARSLAN         | Diş.Hek.Fak.<br>OrtoJonti A.D.                  | ✓    |       |      |
| Raportör       | Dr. Öğretim Üyesi Nedim GÜNEŞ         | Diş.Hek.Fak.<br>Ağız, Diş Ve Çene Cerrahisi A.D | ✓    |       |      |
| Üye            | Prof. Dr. Ahmet DAĞ                   | Diş. Hek.Fak. Periodontoloji A.D.               | ✓    |       |      |
| Üye            | Prof. Dr. Sema ÇELENK                 | Diş.Hek. Fak.<br>Çocuk Diş Kliniği A.D.         | ✓    |       |      |
| Üye            | Prof. Dr. Selahattin ATMACA           | Tıp Fak. Mikrobiyoloji A.D                      | ✓    |       |      |
| Üye            | Prof. Dr. M. Zülküf AKDAĞ             | Tıp Fak.<br>Biyofizik A.D.                      |      |       |      |
| Üye            | Prof. Dr. Hasan AKKOÇ                 | Tıp Fak.<br>Farmakoloji A.D.                    | ✓    |       |      |
| Üye            | Dr. Öğretim Üyesi Ersin UYSAL         | D.Ü. Teknik Bilimler Meslek<br>Yük. Okulu       | ✓    |       |      |
| Üye            | Dr. Öğretim Üyesi Elif Pınar<br>BAKIR | Diş.Hek.Fak.<br>Restoratif Diş Tedavisi A.D     | ✓    |       |      |
| Üye            | Av. Evin DAŞ                          | D.Ü Hukuk Müşavirliği                           | ✓    |       |      |

## BENZERLİK RAPORU

TEZ

ORJİNALLİK RAPORU

%**24**

BENZERLİK ENDEKSİ

%**24**

İNTERNET KAYNAKLARI

%**4**

YAYINLAR

%**4**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

**1**

[acikbilim.yok.gov.tr](http://acikbilim.yok.gov.tr)

İnternet Kaynağı

%**13**

**2**

[acikerisim.dicle.edu.tr](http://acikerisim.dicle.edu.tr)

İnternet Kaynağı

%**3**

**3**

[www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080](http://www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080)

İnternet Kaynağı

%**3**

**4**

[docs.neu.edu.tr](http://docs.neu.edu.tr)

İnternet Kaynağı

%**1**

**5**

Submitted to Dicle University

Öğrenci Ödevi

%**1**

**6**

[abakus.inonu.edu.tr:8080](http://abakus.inonu.edu.tr:8080)

İnternet Kaynağı

<%**1**

**7**

Submitted to Firat Üniversitesi

Öğrenci Ödevi

<%**1**

**8**

[acikerisim.dicle.edu.tr:8080](http://acikerisim.dicle.edu.tr:8080)

İnternet Kaynağı

<%**1**

**9**

[atuder.org.tr](http://atuder.org.tr)

İnternet Kaynağı

<%**1**

**T.C.**  
**DİCLE ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Uzman Öğrencisi SERAP SASA'nın “**İKİ FARKLI MATERYAL İLE HAZIRLANAN ANTERİOR ENDOKRONLARIN KIRILMA DAYANIMI ÜZERİNE PREPARASYON DİZAYNLARININ ETKİSİ**” başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Diş Hekimliği Fakültesi Uzmanlık Bitirme Tezi olarak kabul edilmiştir.

**DİYARBAKIR / 25.01.2023**

**Tez Danışmanı**

**Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR**

**İmzası**

**Anabilim Dalı Başkanı**

**Prof. Dr. Remzi NİĞİZ**

**İmzası**

Yukarıdaki tez, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı tarafından 25.01.2023 tarihinde onaylanmıştır.

**Prof. Dr. Belgin GÜLSÜN**  
**Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı**  
**İmzası**

Bu tez tarafımızca okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir ‘Uzmanlık’ tezi olarak kabul edilmiştir.

**Tez Jürisi**

**İmzası**

Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR

.....

Prof. Dr. Sabiha Zelal ÜLKÜ

.....

Prof. Dr. Emrah AYNA

.....

