



**T.C.**  
**ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**İMLANT ÜSTÜ KRONLARDA CAD/CAM İLE ÜRETİLEN FARKLI  
MATERYALLERİN KIRILMA DAYANIMLARININ VE İMLANTA  
İLETTİĞİ KUVVETLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Elif YEĞİN**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**  
**UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI**  
**Yrd. Doç. Dr. Mustafa Hayati ATALA**

**Bu çalışma Abant İzzet Baysal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi  
tarafından desteklenmiştir.  
(Proje numarası: 2016.06.06.1039)**

**HAZİRAN 2017**

**BOLU**

T.C.  
ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
Tez Onay Belgesi

Tezin Başlığı : İmplant Üstü Kronlarda CAD/CAM ile Üretilen Farklı  
Materyallerin Kırılma Dayanımlarının ve İmplantla İlettiği Kuvvetlerin Değerlendirilmesi

Tezin Savunma Tarihi : 16.06.2017

Tezin Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Mustafa Hayati ATALA

Jüri Başkanı : Yrd. Doç. Dr. Mustafa Hayati ATALA

Üye : Yrd. Doç. Dr. Ayşe KOÇAK BÜYÜKDERE

Üye : Yrd. Doç. Dr. Tahir KARAMAN



---

DEKANLIK ONAYI

Bu tez Uzmanlık Tezi standartlarına uygun bulunmuştur.

  
Prof. Dr. Hasan ORUÇOĞLU

DEKAN V.

## ÖZET

### İMLANT ÜSTÜ KRONLARDA CAD/CAM İLE ÜRETİLEN FARKLI MATERYALLERİN KIRILMA DAYANIMLARININ VE İMLANTA İLETTİĞİ KUVVETLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Günümüzde diş eksikliklerinin tedavisinde implant destekli restorasyonlar sıklıkla tercih edilmektedir. Biyomekanik farklılıkların yol açtığı komplikasyonlar ve CAD/CAM teknolojisindeki gelişmelerin katkısıyla yaygınlaşan tam seramikler nedeniyle implant destekli restorasyonlarda kullanılan materyaller her zaman araştırmaların ilgi odağı olmuştur. Bu nedenle çalışmanın amacı, implant üstü kronlarda CAD/CAM ile üretilen farklı materyallerin kırılma dayanımlarını ve implant bileşenlerinde ve kemikte oluşturduğu stres dağılımlarını değerlendirmektir.

Çalışmada kullanılan materyaller altı gruba ayrılmıştır: Grup L-M: Lityum disilikat seramik (Monolitik), Grup L-T: Lityum disilikat seramik (Konvansiyonel Tabakalama), Grup LZ-M: Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (Monolitik), Grup LZ-T: Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (Konvansiyonel Tabakalama), Grup CF: cad-on ile feldspatik seramikle veneerlenen zirkonya, Grup CL: cad-on ile lityum disilikat seramikle veneerlenen zirkonya. Kırılma dayanımı testi için tüm restorasyonlara 0.5 mm/dk hızında yük uygulandı. Her bir grubun kırılma dayanım değerleri istatistiksel olarak analiz edildi (ANOVA, Post Hoc Tukey HSD,  $\alpha=0.05$ ). Grup L-M, Grup CL ve tüm diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ( $p>0.05$ ), Grup L-T, LZ-M, LZ-T ve CF arasında anlamlı fark bulunmadı ( $p<0.05$ ).

Grup CL en yüksek kırılma dayanımına ( $4649,22 \pm 733,42$  N) sahiptir ve onu sırasıyla L-M ( $2891,88 \pm 410,12$  N), LZ-T ( $2202,55 \pm 503,14$  N), CF ( $2085,91 \pm 555,61$  N), L-T ( $2077,37 \pm 356,59$  N), LZ-M ( $1750,28 \pm 314,96$  N) takip etmektedir. Kırılma dayanımı testi sonrası, fraktografik analiz kullanıldı ve komplikasyon açısından dayanak-implant kompleksleri kontrol edildi. FEA bulgularında, restoratif materyaller, implant bileşenleri üzerindeki stres dağılımını etkilemezken, monolitik restorasyonlarda implant ve kemikte daha az stres birikimi belirlendi.

**Anahtar kelimeler:** CAD/CAM, implant üstü kron, kırılma dayanımı, sonlu elemanlar analizi, tam seramik

## ABSTRACT

### EVALUATION OF THE FRACTURE STRENGTH OF DIFFERENT CAD/CAM MANUFACTURED IMPLANT SUPPORTED CROWNS AND FORCE TRANSMISSION TO THE IMPLANT

Implant supported restorations have been widely used in replacement of missing teeth. Since the improvements in CAD/CAM technology make an increase in the use of all ceramics and the complications resulted by the biomechanical differences made the occlusal materials for implant-supported restorations have been a topic of research interest, the purpose of this study was to evaluate the fracture strength of different CAD/CAM manufactured implant supported crowns and comparison of stress distribution in bone and implant components with FEA.

Materials are divided into six groups; Group L-M: Lithium disilicate ceramic (Monolithic), Group L-T: Lithium disilicate ceramic (Conventional Layering), Group LZ-M: zirconia reinforced lithium silicate ceramic (Monolithic), Group LZ-T: zirconia reinforced lithium silicate ceramic (Conventional Layering), Group CF: zirconia veneered with feldspathic ceramic (CAD-on), Group CL: zirconia veneered with lithium disilicate ceramic (CAD-on). The restorations were subjected to fracture load testing at a 0.5 mm/min crosshead speed to measure the fracture strength. The fracture strength values of each group were statistically analyzed (ANOVA, Post Hoc Tukey HSD,  $\alpha=0.05$ ). There was a statistical difference between group L-M, group CL and the other groups ( $p>0.05$ ), but there was not a significant difference between the group L-T, LZ-M, LZ-T and CF ( $p<0.05$ ).

Group CL had the highest fracture strength ( $4649,22 \pm 733,42$  N), followed by L-M ( $2891,88 \pm 410,12$  N), LZ-T ( $2202,55 \pm 503,14$  N), CF ( $2085,91 \pm 555,61$  N), L-T ( $2077,37 \pm 356,59$  N), LZ-M ( $1750,28 \pm 314,96$  N). After fracture load test, fractographic analysis was used and the abutment-implant complexes were checked for the presence of any complications. The FEA results showed that the restorative materials did not affect the stress distribution on implant components, while the monolithic restorations reduced the stress on implant and bone.

**Keywords:** all ceramic, CAD/CAM, finite element analysis, fracture strength, implant-supported crown

## TEŞEKKÜRLER

Tez dönemi boyunca desteğini ve uzmanlık eğitimimin tamamlanması için yardımlarını esirgemeyen değerli danışman hocam Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Yrd. Doç. Dr. Mustafa Hayati ATALA'ya,

İmplant bileşenlerinin tedariki konusunda yardımlarını esirgemeyen Sayın Aydın ÇAYIR ve Meisinger firmasına,

Restorasyonların üretim sürecinde birlikte çalıştığım, başta Semih TURGUT olmak üzere tüm SEMDENT CEREC Laboratuvarı ailesine,

Asistanlığım boyunca aile olduğumuz ve tez dönemim boyunca manevi desteklerini her an hissettiğim tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı çalışanlarına,

Hayatımın her anında yanımda olan ve desteklerini her zaman hissettiğim sevgili babama, canım anneme, tüm aileme ve dostlarıma,

SONSUZ TEŞEKKÜRLER...

# İÇİNDEKİLER

|                                                                                               |      |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| ONAY SAYFASI.....                                                                             | ii   |
| ÖZET.....                                                                                     | iii  |
| ABSTRACT .....                                                                                | iv   |
| TEŞEKKÜRLER .....                                                                             | v    |
| İÇİNDEKİLER .....                                                                             | vi   |
| TABLolar .....                                                                                | x    |
| ŞEKİLLER .....                                                                                | xi   |
| GRAFİKLER .....                                                                               | xiii |
| FOTOĞRAFLAR.....                                                                              | xiv  |
| KISALTMALAR VE SİMGELER .....                                                                 | xvi  |
| 1. GİRİŞ .....                                                                                | 1    |
| 2. GENEL BİLGİLER.....                                                                        | 4    |
| 2.1. Oral İmplantlar .....                                                                    | 4    |
| 2.1.1. Oral İmplantolojinin Tanımı ve Tarihçesi .....                                         | 4    |
| 2.1.2. Oral İmplant Tiplerinin Sınıflaması.....                                               | 4    |
| 2.1.3. Oral İmplantlarda Kullanılan Malzemeler .....                                          | 5    |
| 2.1.4. Oral İmplant Endikasyon ve Kontrendikasyonları .....                                   | 6    |
| 2.1.5. Posterior Tek Diş İmplant Tedavisi Avantajları .....                                   | 7    |
| 2.1.6. İmplant Doku Etkileşimi-Osseointegrasyon .....                                         | 7    |
| 2.1.7. Oral İmplantlarda Başarıyı Etkileyen Biyomekanik Faktörler .....                       | 8    |
| 2.1.8. Diş ve İmplant Biyomekaniğindeki Farklar.....                                          | 9    |
| 2.1.9. İmplant Destekli Sabit Parsiyel Protezler .....                                        | 12   |
| 2.1.9.1. İmplant Destekli Sabit Parsiyel Protez Çeşitleri .....                               | 12   |
| 2.1.9.2. Vida tutuculu İmplant Destekli Sabit Parsiyel Protezler.....                         | 13   |
| 2.1.9.3. Simante İmplant Destekli Sabit Parsiyel Protezler .....                              | 14   |
| 2.1.9.4. İmplant Destekli Sabit Parsiyel Protezlerde Görülen Komplikasyonlar .....            | 14   |
| 2.2. İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Restoratif Materyaller ..... | 14   |
| 2.2.1. Dental Seramikler .....                                                                | 15   |

|                                                                                            |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi.....                                                | 15 |
| 2.2.1.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı.....                                          | 15 |
| 2.2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....                                        | 16 |
| 2.2.1.4. Metal Destekli Seramik Restorasyonlar.....                                        | 17 |
| 2.2.1.5. Tam Seramik Restorasyonlar .....                                                  | 18 |
| 2.2.1.6. Tam Seramik Restorasyonların Sınıflandırılması .....                              | 18 |
| 2.2.2. Feldspatik Seramik .....                                                            | 19 |
| 2.2.3. Lössit İçerikli Seramik .....                                                       | 20 |
| 2.2.4. Lityum Disilikat Seramik .....                                                      | 20 |
| 2.2.5. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramik .....                            | 22 |
| 2.2.6. Florapatit içerikli Seramikler .....                                                | 23 |
| 2.2.7. Cam İnfiltrasyon Seramikler .....                                                   | 24 |
| 2.2.8. Polikristalin Seramikler .....                                                      | 24 |
| 2.2.8.1. Alümina İçerikli Polikristalin Seramikler .....                                   | 25 |
| 2.2.8.2. Zirkonya İçerikli Polikristalin Seramikler .....                                  | 25 |
| 2.2.8.3. Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina ve Alümina ile sertleştirilmiş zirkonya..... | 26 |
| 2.2.9. Rezin matris seramikler .....                                                       | 26 |
| 2.2.10. Monolitik Restorasyonlar .....                                                     | 27 |
| 2.2.11. Veneerleme Teknikleri .....                                                        | 28 |
| 2.2.11.1. Konvansiyonel Tabakalama Tekniği .....                                           | 28 |
| 2.2.11.2. Isı ile Presleme Tekniği.....                                                    | 29 |
| 2.2.11.3. CAD/CAM ile Veneerleme (Dosya Bölme, CAD-on) Tekniği .....                       | 29 |
| 2.2.11.4. IPS e.max CAD-on.....                                                            | 30 |
| 2.2.11.5. Vita Rapid Layer Technology .....                                                | 30 |
| 2.2.11.6. LAVA Digital Veneering System (DVS) .....                                        | 31 |
| 2.2.12. Tam Seramik Restorasyonlarda Görülen Başarısızlıklar.....                          | 31 |
| 2.3. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) .....             | 33 |
| 2.3.1. CAD/CAM Üretim Konseptleri.....                                                     | 33 |
| 2.3.2. CAD/CAM Bileşenleri .....                                                           | 34 |
| 2.3.3. CAD/CAM Sisteminin Avantajları ve Dezavantajları.....                               | 35 |
| 2.3.4. Güncel CAD/CAM Sistemleri .....                                                     | 36 |

|                                                                                         |           |
|-----------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 2.3.4.1. CEREC.....                                                                     | 36        |
| 2.3.4.2. E4D Dentist.....                                                               | 37        |
| 2.3.4.3. DCS Precident.....                                                             | 37        |
| 2.3.4.4. Cercon .....                                                                   | 37        |
| 2.3.4.5. Everest.....                                                                   | 38        |
| 2.3.4.6. Procera.....                                                                   | 38        |
| 2.3.4.7. LAVA.....                                                                      | 38        |
| 2.4. Termal Siklüs .....                                                                | 38        |
| 2.5. Yorulma Testi.....                                                                 | 39        |
| 2.6. Kırılma Dayanımı Testi.....                                                        | 39        |
| 2.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) .....                                           | 39        |
| 2.8. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi (Finite Element Analysis) .....                     | 40        |
| <b>3. GEREÇ ve YÖNTEM.....</b>                                                          | <b>42</b> |
| 3.1. Kullanılan Materyaller .....                                                       | 42        |
| 3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması .....                                              | 43        |
| 3.3. Örneklerin Hazırlanması .....                                                      | 46        |
| 3.4. Restorasyonların üretilmesi .....                                                  | 47        |
| 3.5. Monolitik Restorasyonların Üretimi .....                                           | 49        |
| 3.6. Konvansiyonel Tabakalama İçin Restorasyonların Üretimi.....                        | 53        |
| 3.7. CAD-on Tekniği İle Veneerleme İçin Restorasyonların Üretimi.....                   | 58        |
| 3.8. Simantasyon .....                                                                  | 64        |
| 3.9. Kırılma Dayanım Testinin Uygulanması .....                                         | 64        |
| 3.10. Kırık Yüzeylerin İncelenmesi .....                                                | 65        |
| 3.10.1. Fraktografik Analiz.....                                                        | 65        |
| 3.10.2. Stereomikroskop İncelemesi.....                                                 | 65        |
| 3.11. Dayanakların İncelenmesi .....                                                    | 65        |
| 3.12. Sonlu Elemanlar Analiz Testi (FEA) .....                                          | 66        |
| 3.13. İstatiksel Analiz.....                                                            | 67        |
| <b>4. BULGULAR.....</b>                                                                 | <b>68</b> |
| 4.1. Kırılma Dayanım Test Sonuçları.....                                                | 68        |
| 4.1.1. Kırılma Dayanım Testi Sonrası Kırık Yüzeyleri ve Dayanak<br>Değerlendirmesi..... | 71        |

|                                                   |            |
|---------------------------------------------------|------------|
| 4.2. Sonlu Elemanlar Analiz Testi Bulguları ..... | 79         |
| <b>5. TARTIŞMA .....</b>                          | <b>91</b>  |
| <b>6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....</b>              | <b>120</b> |
| <b>7. KAYNAKÇA .....</b>                          | <b>121</b> |
| <b>8. ÖZGEÇMİŞ.....</b>                           | <b>138</b> |



## TABLÖLAR

|                                                                                                                |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tablo 2.1. Diş ve implantların biyomekanik özellikleri .....                                                   | 11 |
| Tablo 2.2. Vida Tutuculu ve Simante İmplant Destekli Sabit Parsiyel Protezler .....                            | 13 |
| Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller, cihazlar ve bileşenleri .....                                     | 42 |
| Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan seramiklerin özellikleri .....                                                 | 45 |
| Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan seramiklerin kimyasal içerikleri.....                                          | 45 |
| Tablo 3.4. Grup L-M ve Grup LZ-M için glaze ve kristalizasyon kombine fırınlama süreleri ve sıcaklıkları ..... | 52 |
| Tablo 3.5. Grup L-T ve Grup LZ-T için kristalizasyon fırınlama süreleri ve sıcaklıkları.....                   | 54 |
| Tablo 3.6. Grup L-T için fırınlama süreleri ve sıcaklıkları.....                                               | 55 |
| Tablo 3.7. Grup LZ-T için fırınlama süreleri ve sıcaklıkları .....                                             | 58 |
| Tablo 3.8. FEA testinde yer alan materyallerin özellikleri .....                                               | 67 |
| Tablo 4.1. Gruplara ait kırılma dayanım değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri.....                           | 68 |
| Tablo 4.2. ANOVA testi sonucu .....                                                                            | 69 |
| Tablo 4.3. Gruplar arasında KD değerlerinin karşılaştırılması .....                                            | 69 |
| Tablo 4.4. Fraktografik analiz.....                                                                            | 71 |
| Tablo 4.5. Kırılma dayanım testi sonrası dayanak değerlendirmesi .....                                         | 71 |

## ŞEKİLLER

|                                                                                                                             |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 2.1. Oral implant çeşitleri.....                                                                                      | 5  |
| Şekil 2.2. IPS e.max CAD'in SEM görüntüsü .....                                                                             | 21 |
| Şekil 2.3. Vita Suprinity'nin SEM görüntüsü .....                                                                           | 23 |
| Şekil 2.4. Veneer tabakasındaki iç ve dış konik çatlaklar.....                                                              | 32 |
| Şekil 2.5. Tam seramik kronlarda başarısızlık tipleri .....                                                                 | 33 |
| Şekil 3.1. Deney gruplarının şeması .....                                                                                   | 44 |
| Şekil 3.2. Dayanağın tarama görüntüsü .....                                                                                 | 48 |
| Şekil 3.3. Dayanağın tamamlanan optik ölçüsü .....                                                                          | 48 |
| Şekil 3.4. Dayanak üzerinde basamak sınırlarının belirlenmesi .....                                                         | 49 |
| Şekil 3.5. Restorasyonun giriş yolunun belirlenmesi.....                                                                    | 49 |
| Şekil 3.6. Tasarlanan restorasyonun A. Bukkal görünümü B. Okluzal görünümü<br>C. Distal görünümü D. İç yüzey görünümü ..... | 50 |
| Şekil 3.7. Restorasyon kalınlığının ayarlanması .....                                                                       | 51 |
| Şekil 3.8. Tasarlanan alt yapı .....                                                                                        | 53 |
| Şekil 3.9. Kazıma ünitesine gönderilen alt yapı tasarımı.....                                                               | 53 |
| Şekil 3.10. CAD-on tasarımı-katmanlı görünüm .....                                                                          | 58 |
| Şekil 3.11. CAD-on tasarımı-zirkonya alt yapı ile.....                                                                      | 59 |
| Şekil 3.12. Kazıma ünitesine gönderilen üst yapı .....                                                                      | 60 |
| Şekil 4.1. Grup L-M stereomikroskop görüntüleri .....                                                                       | 71 |
| Şekil 4.2. Grup L-T stereomikroskop görüntüleri.....                                                                        | 72 |
| Şekil 4.3. Grup LZ-M stereomikroskop görüntüleri .....                                                                      | 73 |
| Şekil 4.4. Grup LZ-T stereomikroskop görüntüleri .....                                                                      | 73 |
| Şekil 4.5. Grup CL stereomikroskop görüntüleri.....                                                                         | 78 |
| Şekil 4.6. Grup CL deforme olan dayanak-implant radyografisi.....                                                           | 79 |
| Şekil 4.7. Grup L-M restorasyonu A. Pmax B. Von Misses stres dağılımı .....                                                 | 79 |
| Şekil 4.8. Grup LZ-M restorasyonu A. Pmax B. Von Misses stres dağılımı.....                                                 | 80 |
| Şekil 4.9. Grup L-T restorasyonu A. Pmax B. Von Misses stres dağılımı .....                                                 | 80 |
| Şekil 4.10. Grup L-T alt yapı Pmax stres dağılımı .....                                                                     | 81 |
| Şekil 4.11. Grup LZ-T restorasyonu A. Pmax B. Von Misses stres dağılımı.....                                                | 81 |
| Şekil 4.12. Grup LZ-T alt yapı Pmax stres dağılımı .....                                                                    | 82 |
| Şekil 4.13. Grup CF restorasyonu A. Pmax B. Von Misses stres dağılımı.....                                                  | 82 |

|                                                                                      |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 4.14. Grup CF alt yapı Pmax stres dağılımı.....                                | 83 |
| Şekil 4.15. Grup CL restorasyonu A. Pmax B. Von Misses stres dağılımı .....          | 83 |
| Şekil 4.16. Grup CL alt yapı Pmax stres dağılımı .....                               | 84 |
| Şekil 4.17. Grup L-M Von Misses stres dağılımı A. İmplant B. Dayanak .....           | 84 |
| Şekil 4.18. Grup L-M kortikal kemik A.Pmax B.Pmin C.Von Misses stres dağılımı        | 85 |
| Şekil 4.19. Grup LZ-M Von Misses stres dağılımı A. İmplant B. Dayanak.....           | 85 |
| Şekil 4.20. Grup LZ-M kortikal kemik A.Pmax B.Pmin C.Von Misses stres dağılımı ..... | 86 |
| Şekil 4.21. Grup L-T Von Misses stres dağılımı A. İmplant B. Dayanak .....           | 86 |
| Şekil 4.22. Grup L-T kortikal kemik A.Pmax B.Pmin C.Von Misses stres dağılımı        | 87 |
| Şekil 4.23. Grup LZ-T Von Misses stres dağılımı A. İmplant B. Dayanak.....           | 87 |
| Şekil 4.24. Grup LZ-T kortikal kemik A.PmaxB.Pmin C.Von Misses stres dağılımı        | 88 |
| Şekil 4.25. Grup CF Von Misses stres dağılımı A. İmplant B. Dayanak .....            | 88 |
| Şekil 4.26. Grup CF kortikal kemik A.Pmax B.Pmin C.Von Misses stres dağılımı..       | 89 |
| Şekil 4.27. Grup CL Von Mises stres dağılımı A. İmplant B. Dayanak.....              | 89 |
| Şekil 4.28. Grup CL kortikal kemik A.Pmax B.Pmin C.Von Misses stres dağılımı .       | 90 |

## GRAFİKLER

|                                                                                         |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Grafik 4.1. Gruplara ait istatistiksel analiz sonuçlarının box plot grafiğı gösterimi.. | 70 |
| Grafik 4.2. Grup LZ-M' ye ait bir kırılma dayanım grafiğı.....                          | 72 |
| Grafik 4.3. Grup L-M' ye ait bir kırılma dayanım grafiğı .....                          | 73 |



## FOTOĞRAFLAR

|                                                                                                                                                       |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Fotoğraf 3.1. Çalışmada kullanılan implant.....                                                                                                       | 46 |
| Fotoğraf 3.2. Çalışmada kullanılan dayanak.....                                                                                                       | 46 |
| Fotoğraf 3.3. A. İmplantın sabitlenmesi B. Plastik kalıbın yerleştirilmesi C. Akriliğin dökülmesi .....                                               | 47 |
| Fotoğraf 3.4. Akrilik blok içerisinde implant-dayanak kompleksi .....                                                                                 | 47 |
| Fotoğraf 3.5. Optik okuyucuya bağlanmış dayanak ve optik ölçü alımı .....                                                                             | 48 |
| Fotoğraf 3.6. Kazıma ünitesi InLab MC XL.....                                                                                                         | 51 |
| Fotoğraf 3.7. Seramik bloktan kron restorasyonu kazınması.....                                                                                        | 51 |
| Fotoğraf 3.8. A. Kazınması tamamlanmış restorasyon, B. Kristalizasyon öncesi ve sonrası lityum disilikat seramik restorasyon .....                    | 52 |
| Fotoğraf 3.9. Kazınması tamamlanan alt yapı .....                                                                                                     | 54 |
| Fotoğraf 3.10. Grup L-T konvansiyonel tabakalama .....                                                                                                | 55 |
| Fotoğraf 3.11. Grup LZ-T’de kullanılan seramik materyal .....                                                                                         | 56 |
| Fotoğraf 3.12. Grup LZ-T konvansiyonel tabakalama.....                                                                                                | 56 |
| Fotoğraf 3.13. Silikon kalıp .....                                                                                                                    | 56 |
| Fotoğraf 3.14. A.Fırın içerisindeki restorasyon B.Bitmiş Grup LZ-T restorasyonları.....                                                               | 57 |
| Fotoğraf 3.15. Çalışmada kullanılan fırın .....                                                                                                       | 57 |
| Fotoğraf 3.16. Çalışmada kullanılan glaze materyalleri .....                                                                                          | 57 |
| Fotoğraf 3.17. A. Sinterizasyon fırını B. Sinterizasyon öncesi ve sonrası zirkonya alt yapı.....                                                      | 59 |
| Fotoğraf 3.18. Grup CL alt yapı ve üst yapı uyumu kontrolü.....                                                                                       | 60 |
| Fotoğraf 3.19. A. Füzyon seramiği B. Füzyon seramiği uygulanarak birleştirilen vibratördeki alt yapı ve üst yapı C. Taşan seramiğin temizlenmesi..... | 61 |
| Fotoğraf 3.20. Grup CF alt yapı ve üst yapı.....                                                                                                      | 61 |
| Fotoğraf 3.21. Grup CF alt yapı ve üst yapı birleştirme işleminde kullanılan malzemeler .....                                                         | 62 |
| Fotoğraf 3.22. Grup CF alt yapı ve üst yapı birleştirme işlem aşamaları .....                                                                         | 63 |
| Fotoğraf 3.23. Tüm grupların bitmiş restorasyonları .....                                                                                             | 63 |
| Fotoğraf 3.24. Simante edilmiş restorasyonlar .....                                                                                                   | 64 |
| Fotoğraf 3.25. Kırılma dayanım testi uygulaması.....                                                                                                  | 65 |
| Fotoğraf 4.1. Kırılma dayanım testi sonrası Grup CF.....                                                                                              | 74 |

|                                                               |    |
|---------------------------------------------------------------|----|
| Fotoğraf 4.2. A-L. Kırılma dayanım testi sonrası Grup CL..... | 76 |
| Fotoğraf 4.3. Kırılma dayanım testi sonrası Grup CL .....     | 77 |
| Fotoğraf 4.4. A, B. Grup CL’de görülen deformasyonlar.....    | 78 |



## KISALTMALAR VE SİMGELER

|                           |                                                        |
|---------------------------|--------------------------------------------------------|
| CAD/CAM                   | Bilgisayar destekli tasarım-bilgisayar destekli üretim |
| CAD-on                    | CAD/CAM ile Veneerleme (Dosya Bölme)                   |
| mm                        | Milimetre                                              |
| $\mu\text{m}$             | Mikrometre                                             |
| nm                        | Nanometre                                              |
| ml                        | Mililitre                                              |
| kg                        | Kilogram                                               |
| gr                        | Gram                                                   |
| yy                        | Yüzyıl                                                 |
| $\text{Si}^{4+}$          | Silisyum                                               |
| $\text{SiO}_4$            | Silisyum tetrahedral                                   |
| DMLS                      | Direk metal lazer sintering sistemi                    |
| $\text{SiO}_2$            | Silika                                                 |
| $\text{Al}_2\text{O}_3$   | Alümina                                                |
| $\text{K}_2\text{O}$      | Potas                                                  |
| $\text{Na}_2\text{O}$     | Soda                                                   |
| $\text{B}_2\text{O}_3$    | Borik oksit                                            |
| $\text{CaO}$              | Kalsiyum oksit                                         |
| $\text{MgAl}_2\text{O}_4$ | Magnezyum alüminat                                     |
| MPa                       | Megapaskal                                             |
| GPa                       | Gigapaskal                                             |
| SEM                       | Taramalı elektron mikroskobu                           |
| $^{\circ}\text{C}$        | Santigrat derece                                       |
| %                         | Yüzde                                                  |
| dk                        | Dakika                                                 |
| sa                        | Saat                                                   |

|           |                                                       |
|-----------|-------------------------------------------------------|
| sn        | Saniye                                                |
| Y-TZP     | Yttrium-stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri |
| UDMA      | Üretan dimetakrilat                                   |
| TEGDMA    | Trietilen Glikol Dimetakrilat                         |
| Bis-GMA   | Bisfenol A-glisidil metakrilat                        |
| max       | Maksimum                                              |
| DVS       | Digital Veneering System                              |
| CEREC     | Ceramic Reconstruction                                |
| STL       | Standard transformation language                      |
| LED       | Light Emitting Diode                                  |
| CCD       | Charge Coupled Device                                 |
| FEA / FEM | Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi                        |
| KD        | Kırılma dayanım değeri                                |
| N         | Newton                                                |
| SS        | Standart sapma                                        |

## 1. GİRİŞ

Günümüzde kayıp dişlerin protetik tedavisinde implant üstü restorasyonlar sıklıkla tercih edilmektedir (1, 2). Bu restorasyonlarda hasta memnuniyeti ve klinik sağkalım oranı yüksek olmasına rağmen, diş destekli sabit restorasyonlara göre daha fazla teknik komplikasyon görülmektedir (3). Geç dönem implant başarısızlıklarına yol açan bu komplikasyonlar; vida gevşemesi, kron restorasyonunda retansiyon kaybı, porselen ve implant kırığı şeklindedir (4). Tüm bu biyomekanik komplikasyonların kaynağı ise implant ve doğal diş arasındaki farklılıklardır (5). İmplantlar, doğal dişlerin aksine, direk ve rijit bir şekilde kemiğe bağlanmaktadır ve gelen kuvvetleri absorbe eden ve proprioepsiyon (derin duyu) sağlayan periodontal ligamente sahip değildir (6). Proprioepsiyon, erken safhada okluzal yüklerin farkındalığını ve refleks mekanizmasını sağlamaktadır. Doğal diş ve implant arasındaki bu temel farklılıklar nedeniyle implant üstü restorasyonlarda porselen kırıklarının görülme sıklığı fazladır (3, 4).

Yüksek estetik ve biyo-uyumluluğa sahip tam seramiklerin implant üstü restorasyonlarda kullanım oranı gittikçe artmaktadır (7). Bu seramiklerden zirkonya, yüksek mekanik özelliklere ve biyo-uyumluluğa sahiptir (8). Yüksek kristal içeriği nedeniyle opak olan zirkonyada doğal görünümü sağlamak için translusent porselen ile veneerleme gerekmektedir (9). Bu yöntemlerinden biri olan konvansiyonel tabakalama yönteminde porselen tozu ve likidi üretici talimatlarına uygun oranda karıştırılıp, alt yapı üzerine tabakalar halinde uygulanmaktadır (10). Ancak zirkonya alt yapı ve üst yapı porseleni arasındaki bağlantı problemleri nedeniyle zirkonya restorasyonlarda chipping ve delaminasyon çok sık görülen başarısızlıklardır (11, 12). Bu başarısızlıkların önüne geçmek için geliştirilen CAD-on tekniğinde, zirkonyum oksit alt yapı ve lityum disilikat ya da feldspatik veneer CAD/CAM' de üretilip özel bir füzyon seramiği ya da rezin siman aracılığıyla birleştirilmektedir (13, 14). Bu tekniğin, konvansiyonel ve preslenebilir veneerleme yöntemlerine kıyasla chippinge ve kırılmaya karşı daha dirençli olduğu bildirilmiştir (15).

Lityum disilikat seramikler, estetik özelliklerinin yanı sıra yüksek kırılma dayanıklılığına sahiptir ve implant üstü restorasyonlar dahil olmak üzere birçok

restorasyonda kullanılmaktadır (16, 17). Transludent yapıdaki materyal alt yapı olarak kullanılabildiği gibi, tam kontür monolitik kron restorasyonlarında da tercih edilmektedir (18). Materyalle ilgili hem klinik hem de laboratuvar çalışmalarında başarılı sonuçlar bildirilse de (19-21), monolitik tasarım ve konvansiyonel tabakalama ile implant üstü kron restorasyonlarında kullanımı konusunda çalışmalar yetersizdir.

Son dönemde, cam seramiklerin yapısına zirkonyum oksit eklenerek, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler geliştirilmiştir (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya; Celtra Duo, Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya). Bu sistemde lityum silikat seramik içerisine yaklaşık 10% oranında eklenen zirkonyum kristalleri, materyalin kalitesini ve dayanımını arttırdığı gibi daha kolay cilalanabilmesini sağlamaktadır (22). Lityum disilikat seramikler ile benzer endikasyon alanına sahip materyalle ilgili literatürde bulunan az sayıdaki çalışma, materyalin lityum disilikat seramiklere kıyasla üstün mekanik özelliklere sahip olduğunu belirtmektedir (23). Kırılma dayanımını değerlendiren sınırlı sayıdaki çalışmada (24, 25) ise başarılı sonuçlar bildirilmektedir. Ancak konvansiyonel tabakalamanın materyalin dayanımına ve implant üstü restorasyonlardaki etkinliğine ait değerlendirmeye ihtiyaç bulunmaktadır.

Tüm bu tam seramiklerin, birçoğu fonksiyonel yükler altında kırılmaya meyillidir. Ancak, restorasyonun uzun dönem başarısını belirleyen kırılma direnci olduğundan, restorasyonlar ağız koşullarında ve tekrarlayan çiğneme yükleri altında yeterince dayanıklı olmak zorundadır (26, 27). Ancak literatürde implant üstü restorasyonlarda, hem yeterli kırılma dayanımına sahip, hem de başarısızlığı en aza indireyecek materyal seçimi konusunda netlik bulunmamaktadır. Ayrıca, CAD-on sisteminin ve cam seramiklerin implant üstü kronlarda kırılma dayanımını ve implant üzerine kuvvet iletimi konusundaki etkilerini kıyaslamalı olarak analiz eden çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu eksiklikten yola çıkarak planladığımız tez çalışmamızın amacı, implant üstü restorasyonlarda CAD/CAM ile üretilen güncel seramiklerin ve farklı veneerleme yöntemlerinin, kırılma dayanımını, implanta ve kemiğe ilettiği kuvveti, ve bu kuvvetin yarattığı etkileri tespit ederek, materyal seçimi konusundaki belirsizliği ortadan kaldırmak ve komplikasyonları önlemektir.

Bu tez çalışması kapsamında olası hipotezler:

- 1- Farklı CAD-on sistemlerinin implant üstü kronların kırılma dayanımı üzerinde etkisi bulunmaktadır.
- 2- Farklı cam seramiklerin implant üstü kronların kırılma dayanımı üzerinde etkisi bulunmaktadır.
- 3- Bu cam seramiklerde, monolitik tasarımın ve konvansiyonel tabakalamanın kırılma dayanımı üzerinde etkileri farklıdır.
- 4- Farklı restoratif materyallerin, monolitik tasarımın ve veneerleme tekniklerinin, protez-dayanak-implant kompleksine ve kemiğe ilettiği kuvvet ile oluşturdukları stres dağılımı farklıdır.

## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Oral İmplantlar**

#### **2.1.1. Oral İmplantolojinin Tanımı ve Tarihçesi**

Dental implant, eksik olan dişlerin fonksiyon ve estetiğini tekrar sağlamak veya kayıp orofasiyal dokuların rehabilitasyonu amacıyla çene kemiğine yerleştirilen inert, alloplastik malzemelerdir (28).

İmplantoloji tarihi, 4000 yıl öncesine kadar dayanmaktadır. Antik Çin medeniyetinde çivi şeklinde yontulmuş bambu sopaları dental amaçlı kullanılmış, Mısır'da kafatasında kıymetli metaller bulunmuştur. İlk oral implantoloji girişimleri, Avrupa'da bir kafatasında bulunmuş demir diş implantı ve İnka'lara ait deniz kabuğu implantlarıdır. 1809 yılında Maggiolo diş kökü formunda altın implant kullanmıştır. 1940 yılında Bothe ve arkadaşlarının oral implantoloji açısından dönüm noktası olan titanyumu kullanımından önce pek çok materyal kullanılmıştır (29). 1937'de Strock ilk seri vitalyum (bir kobalt, krom ve molibden alaşımı) implantların, hayvan ve insan çekim soketlerine, olağan dışı cerrahi sonrası komplikasyonlar ve reaksiyonlar olmaksızın yerleştirildiğini bildirmiştir. 1948 yılında Gustav Dahl ilk subperiostal implantı geliştirmiştir. Osseointegrasyon kavramını ilk kullanan araştırmacı, ortopedik cerrah Per Ingvar Branemarktır. Deneysel çalışmasını 1952 yılında tavşan kemiğine titanyum silindir yerleştirerek gerçekleştirmiş ve mikroskobik kemik iyileşmesi sürecini incelemiştir. Birkaç aylık iyileşmenin ardından, titanyum silindirin kemikle kaynaştığını keşfetmiş ve bu olayı osseointegrasyon olarak adlandırmıştır (30). 1965 senesinden itibaren insanlar üzerinde dental implant uygulamaları başlamıştır (31). Günümüzde piyasada osseointegrasyon kavramından köken alan ve 3-20 yıllık takiplerde başarı oranlarının yüksek olduğu bildirilen 250'den fazla implant sistemi vardır. Çoğu Branemark sisteminin kopyaları olmakla birlikte, farklı tasarımlara sahip olanlar da üretilmiştir. Oral implantoloji alanındaki çalışmalar devam etmektedir (30).

#### **2.1.2. Oral İmplant Tiplerinin Sınıflaması**

Oral implantlar kemikteki konumlarına göre üçe ayrılır (32);

1. Eposteal implant (Kemik üzerine yerleştirilen)
2. Transosseal implant (Kemik boyunca uzanan)
3. Endosteal implant (Kemik içersine yerleştirilen)

Eposteal implantlar; alveol kretinin üzerinde mukoza altına yerleştirilen ve kemiği adeta bir eğer gibi saran implantlardır. Aşırı kemik rezorpsiyonu nedeniyle endosteal implantların yerleştirilmesinin mümkün olmadığı durumlarda kullanılabilir. Bu grupta en sık kullanılan subperiostal implantlardır (32).

Transosseal implantlar; Alt çene kemiğinin vertikal boyutunun yetersiz olduğu durumda her iki kortikal kemik tabakasından faydalanarak desteği arttırmak amacıyla kullanılmaktadır. Çene kemiğinin tamamını boylu boyunca geçerek çene altından çıkar ve bu bölgede sabitlenirler. Ancak genel anestezi ve komplike bir cerrahi operasyon gerektirmesi nedeniyle tercih edilmemektedir (30, 32).

Eposteal ve transosseal implantlar günümüzde kullanılmazken, endosteal implantlar; yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu implant; alveolar veya bazal kemik içersine yerleştirilerek, kısmi ve tam dişsiz hastaların tedavisinde; diş çekimini takiben, çekim boşluğuna veya dişsiz bir alanda alveol kreti içersine yerleştirilmektedir. Tek taraflı kortikal kemik desteği olan bu implantın, kök formunda veya blade tipi gibi çeşitli vardır (32, 33).



Şekil 2.1. Oral implant çeşitleri (<http://dentalimplants.uchc.edu/about/types.html>)

### 2.1.3. Oral İmplantlarda Kullanılan Malzemeler

Altın, paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları ve titanyum gibi metaller ile alüminyum oksit gibi seramikler oral implantolojide kullanılmaktadır (28, 34). Ancak günümüzde en sık kullanılan implant materyali titanyum alaşımlarıdır. Çünkü titanyum biyouyumlu, mekanik ve biyolojik açıdan ideal bir implant materyalidir.

Ayrıca korozyona dirençlidir ve işlenebilirliği yüksektir (35, 36). Bunda titanyumun yüzeyinde oluşan oksit tabakasının etkisi bulunmaktadır. Oldukça reaktif olan bu oksit tabakası, spontan bir şekilde kalsiyum-fosfat-apatit yapının oluşmasını sağlamaktadır (37). Yüzeyi negatif yüklü hale getirerek implantın kemiğe yerleşimini takiben biyolojik reaksiyonun daha sağlıklı ilerlemesine yardımcı olmaktadır (35). Titanyuma yüzey kaplama, lazer veya kumlama ile pürüzlendirme gibi çeşitli yüzey işlemleri uygulanarak kemik-implant temas yüzeyi ve biyomekanik stabilizasyon artırılarak osseöz iyileşme hızlandırılmaktadır (35, 38).

#### **2.1.4. Oral İmplant Endikasyon ve Kontrendikasyonları**

##### **İmplant endikasyonları;**

- Oldukça uzun boşluk içeren ve prognozu belirsiz sabit protez vakaları,
- Hareketli bölümlü protez veya tam protez kullanımında güçlük çeken hastalar,
- Doğal dişlerin konum ve sayı açısından sabit bölümlü protez desteği olarak yeterli olmadığı durumlarda,
- Tek diş eksikliklerinde, destek dişlerin preparasyonunun istenmediği durumlarda,
- Ortodontik ankraj amaçlı (33, 39).

##### **İmplant kontrendikasyonları;**

- Akut hastalıklar,
- Ölümcül hastalıklar,
- Hamilelik,
- Kontrolsüz metabolik rahatsızlıklar
- İmplant uygulanacak bölgenin radyoterapi görmesi,
- Gerçeküstü hasta beklentileri,
- Yetersiz hasta motivasyonu,
- Yetersiz hekim deneyimi,

- Yeterli bir protetik tedavinin yapılamayacak olması,
- Sistemik bifosfonat kullanımı (2 yıl ve daha fazla),
- Ağız içi sert ve yumuşak dokularda patolojik oluşumlar,
- Kanser kemoterapisi (33, 40).

#### **Posterior tek diş implant lokal kontraendikasyonları;**

- Yetersiz kemik hacmi;
  - Bukkolingual genişlik ( <5 mm )
  - Mesiodistal olarak <6 mm ( >3.75 mm çaplı implant için)
  - Yükseklik
- 2 ile 4 komşu dişteki mobilite >1 (41).

#### **2.1.5. Posterior Tek Diş İmplant Tedavisi Avantajları**

- Sağlıklı komşu dişlerde preparasyon gerektirmemesi
- Hastanın psikolojik ihtiyacını karşılamak
- Komşu dişlerde azalan çürük riski
- Komşu dişlerde azalan endodontik tedavi ihtiyacı
- Komşu dişlerde azalan hassasiyet riski
- Komşu dişlerde hijyen sağlama kolaylığı
- Komşu dişlerde estetiğin korunması
- Diş kaybı riskini azaltması
- Dişsiz bölgedeki kemiği koruması (41).

#### **2.1.6. İmplant Doku Etkileşimi-Osseointegrasyon**

Branemark, tavşan kemiğine titanyum bir parça yerleştirdiği deneysel çalışmasında, titanyumun kemikle kaynaştığını gözlemlemiş, bir yıl sonrasında implant çevresinde ataçman oluştuğunu ve kemikte herhangi bir enflamasyonun bulunmadığını tespit ederek osseointegrasyon kavramını tanımlamıştır (42).

Osseointegrasyon, yük altındaki implant yüzeyi ile canlı kemik arasında direk, yapısal ve fonksiyonel bir bağlantıdır (43). Osseointegrasyonu etkileyen pek çok faktör bulunmaktadır. Bunlar; kullanılan cerrahi teknik; atravmatik çalışma, kemik özellikleri; boyutu ve yoğunluğu, implant materyalinin doku uyumluluğu, implant dizaynı; geometrisi, implant yüzey özellikleri ve restorasyonlara gelen okluzal kuvvetlerin iletimidir (36, 44, 45).

#### **2.1.7. Oral İmplantlarda Başarıyı Etkileyen Biyomekanik Faktörler**

Biyomekanik, biyolojik problemlerin çözümünde mühendislik mekaniğinin uygulanmasıdır. Biyomekanik kavramı diş hekimliğine özgüdür çünkü çene ve dişler çiğneme boyunca biyomekanik aktivitelerde bulunmaktadır (46). İmplantların ve implantüstü protezlerin, ağız ortamında meydana gelen tüm biyomekanik aktiviteler karşısında dayanıklı olması gerektiğinden implant tedavisinin başarısında implantı etkileyen biyomekanik faktörlerin etkisi büyüktür (47). Bu faktörler; implanta gelen kuvvetler, bu kuvvetin implant-kemik ara yüzeyine iletimi ve ara yüzeydeki dokuların buna cevabı şeklinde özetlenebilmektedir (38). Araştırmacılar, bu biyomekanik faktörler üzerinde etkisi bulunan; kuvvet yönü, kuvvet büyüklüğü, kemik yoğunluğu, protez tipi, protez materyali, implant dizaynı, sayısı ve yerleşimi gibi konular üzerinde çalışmaktadır (48).

Gelen yükler proteze, ardından implant aracılığıyla kemiğe iletiildiğinden; protetik tedavinin dikkatli bir şekilde planlanması ve uyumlu bir restorasyon büyük önem taşımaktadır. Çünkü, kemiğin bu yükler karşısında biyolojik cevabı implant ömrünü etkilemektedir (49, 50). Bu nedenle aşırı okluzal kuvvetler implant ve implant üstü protez başarısızlıklarına neden olup, osseointegrasyonu başarılı implantlarda bile kemik kaybına yol açabilmektedir. Çünkü doğal dişlerden farklı olarak periodontal reseptörlere ve propriosepsiyona (derin duyu) sahip olmayan implantlar okluzal aşırı yüklemeye daha yatkındırlar (5).

Aşırı okluzal kuvvetlerin neden olduğu mekanik komplikasyonlar şu şekilde sıralanabilir:

- Dayanak vida gevşemesi/kırılması
- Protezin kırılması

-İmplant çevresinde devam eden kemik kaybı

-İmplantın kırılması

-İmplant kaybı (51, 52).

Bu komplikasyonların önüne geçmek için;

- İki aşamalı cerrahi tekniği ve uzun iyileşme dönemi
- Artırılmış implant sayısı, çapı ve boyu
- Okluzal tablası ve tüberkül eğimleri azaltılmış restorasyonlar
- Restorasyon merkezinde yer alan okluzal kontaklar ve implantın uzun aksı boyunca kuvvet iletimi sağlanması
- Kantilever uzunluğu azaltılmış, splintlenmiş restorasyonlar gibi önlemler alınmalıdır (5, 47).

#### **2.1.8. Diş ve İmplant Biyomekaniğindeki Farklar**

İmplant destekli restorasyonların başarısı mekanik komplikasyonlar nedeniyle diş destekli restorasyonlara göre daha düşüktür. Bunda diş ve implant arasındaki biyomekanik farklılıkların etkisi vardır (53-55). Bu farklılıklar tabloda özetlenmiştir (Tablo 2.1).

Diş ve implantlar arası en temel fark; doğal dişlerin periodontal ligament ile kemiğe bağlanması, implantların ise direk olarak kemiğe bağlanmasıdır (3). Periodontal ligament, diş üzerine gelen okluzal kuvvetleri absorbe ederken (38), bu kuvvetler implantlarda krestal kemikte yoğunlaşmaktadır (52). Bir diğer önemli görevi sinir reseptörleri ile yüksek çiğneme kuvvetlerini algılayarak sağladığı negatif feedback (geribildirim) mekanizmasıdır. Bu proprioseptif duyu ile çene ve kas koordinasyonunu sağlamaktadır ve çiğneme kasları tekrarlayan yüksek kuvvetteki çiğneme sikluslerinde dahi yorulmaya dirençli olduğundan bu mekanizma oldukça önemlidir (56). Bu nedenle de periodontal ligament bulunmayan implantlarda okluzal travma algısı ve yükseklik algı hızı farklıdır (5).

Proprioepsiyon duyusu bulunmayan implant için yapılan araştırmalar, peri-implant dokuda mevcut farklı bir duyu mekanizması olduğunu bildirmektedir (56). Tam anlamıyla bilinmemekle birlikte bu mekanizma osseopersepsiyon olarak tanımlanmış ve implant üzerine gelen mekanik uyarının algı düzeyine ulaşmasında peri-implant sinir liflerinin önemli bir rol üstlendiğini vurgulamaktadır (57). Bu sinir liflerinin kaybedilmiş periodontal ligamenti az da olsa kompanse edecek şekilde, periost, çiğneme kasları, ağız mukozası ve temperomandibular eklemdede var olan proprioseptif sinir sonlanmaları olduğu düşünölmektedir (58) ve bu duyu, doğal diş üzerine kuvvet geldiğinde oluşan sinyalden nitelik olarak farklıdır (56).

İmplant duyusu değerlendirilirken farklı başlıklar ele alınmaktadır. Bunlardan ilki; bir doğal diş ya da implantın algılaması için gerekli minimum yük olan dokunsal duyarlılık (*tactile sensibility*) tır. Yapılan bir analiz, bu konuyla ilgili tüm çalışmalarda dokunsal duyarlılıkta implantın eşik değerı doğal dişten yüksek bulunduğunu göstermiştir (59). Oldukça anlamlı bulunan bu fark, bir çalışmada 3.8 kat daha yüksek bulunmuş (60), bir başka çalışmada ise 20 kat daha yüksek bulunmuştur (61). Hammerle ve ark, implant üstü kronlarda algı eşiğini uyaracak ortalama okluzal kuvvetin 9 kat fazla olduğu bildirilmiştir (62). Ayrıca doğal dentisyonda keser dişlerin dokunsal algısı daha yüksek olsa da implant üstü kronlarda arktaki konuma bağlı böyle bir farklılık bulunmamaktadır (61). Bir diğer konu ise farklı kalınlıkları algılayabilmede gerekli minimum kalınlığı ifade eden kalınlık ayrımı (*thickness discrimination*) yetisidir (59). Yapılan bir meta-analiz, bu konuyla ilgili çalışmaların hepsinde implant eşik değerinin doğal dişten daha yüksek olduğunu bildirmiştir (59). Tzakis ve ark, dişin okluzal kalınlık algısının 31.7 µm, implantın ise 73.3 µm'dan başladığını belirtmişlerdir (63).

**Tablo 2.1. Diş ve implantların biyomekanik özellikleri (5, 52, 64).**

|                                    | <b>DİŞ</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                | <b>İMLANT</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |
|------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Bağlantı</b>                    | Periodontal ligament;<br>-Darbe emici<br>-Kuvvetin etki süresinin uzaması<br>-Kuvvetlerin diş etrafında dağılması<br>-Dişteki mobilitayla kuvvetlerin ilişkisi<br>-Mobilite lateral kuvvetleri dağıtır<br>-Kuvvetlere bağlı fremitus (titreşim)<br>-Kuvvete bağlı radyografik değişiklik (geri dönebilir) | Osseointegrasyon, fonksiyonel ankiloz, doğrudan kemik-implant bağlantısı;<br>-Daha yüksek darbe kuvveti<br>-Kuvvet süresinin daha kısa olması<br>-Kuvvetin birincil olarak krete gelmesi<br>-İmplantın her zaman rijit olması<br>-Lateral kuvvetler kemikteki gerilimi artırır<br>-Fremitus yoktur<br>-Krette radyografik değişiklikler (kemik kaybı) |
| <b>Dizayn</b>                      | Stresin yönüne ve miktarına bağlı kesit<br>Kemiğe benzer elastik modülüs<br>Kuvvet büyüklüğüne bağlı çap                                                                                                                                                                                                  | Yuvarlak kesit ve cerrahiye uygunluk<br>Elastik modülüs kortikal kemiğin 5-10 katıdır<br>Çap kalan kemiğin miktarına bağlıdır                                                                                                                                                                                                                         |
| <b>Çevre kemik</b>                 | Kortikal olması; değişikliğe direnç                                                                                                                                                                                                                                                                       | Trabeküler olması; değişikliğe sebep olur                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |
| <b>Proprioepsiyon (Derin duyu)</b> | Periodontal mekanoreseptörler<br>Daha az fonksiyonel ısırma kuvveti                                                                                                                                                                                                                                       | Osseopersepsiyon<br>Fonksiyonel ısırma kuvveti 4 kat fazla                                                                                                                                                                                                                                                                                            |
| <b>Duyu hassasiyeti</b>            | Yüksek                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | Düşük; okluzal farkındalık 2-5 kat daha azdır                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |
| <b>Aksiyel mobilite</b>            | 25-100µ                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | 3-5µ                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |
| <b>Hareket biçimi</b>              | Birincil: hemen hareket<br>ikincil: yavaş hareket                                                                                                                                                                                                                                                         | Yavaş hareket                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |

|                                         |                                                                               |                                                                           |
|-----------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------|
| <b>Lateral kuvvetlere karşı dayanak</b> | Kökün apikal üçlüsü                                                           | Krestal kemik                                                             |
| <b>Kuvvet karşılama karakteristiği</b>  | Şok absorbe etme fonksiyonu, stres dağılımı                                   | Krestal kemikte stres birikimi                                            |
| <b>Aşırı yüklenme semptomları</b>       | Periodontal ligament kalınlaşması, ağrı, mobilité, fremitus, aşınma fasetleri | Vida gevşemesi/kırığı, dayanak/protez kırığı, kemik kaybı, implant kırığı |

### 2.1.9. İmplant Destekli Sabit Parsiyel Protezler

Yıllardır konvansiyonel olarak, diş eksikliklerinin tedavisinde sabit parsiyel protezler kullanılmaktadır. Ancak tek diş eksikliği için iki destek dişin de prepare edilme zorunluluğu, endodontik komplikasyonlar, sekonder çürükler, plak kontrol zorluğu, retansiyon kaybı, restorasyon ya da dişin kırılması gibi bazı biyolojik ve teknik riskler söz konusu olmaktadır (65). Bu yüzden kayıp dişlerin protetik tedavisinde implant üstü restorasyonlar bir alternatif oluşturmaktadır. Sıklıkla tercih edilen bu restorasyonların uzun dönem klinik başarısı ve hasta memnuniyeti yüksektir (1, 2). İmplant destekli sabit parsiyel protezler üzerine yapılmış olan bir çalışmadaki analiz sonuçları da bunu destekler niteliktedir. Bu sonuçlara göre; restorasyonların 5 yıllık başarı oranı 95.6%, 10 yıllık başarı oranı ise 93.1% olarak bildirilmiştir (66).

#### 2.1.9.1. İmplant Destekli Sabit Parsiyel Protez Çeşitleri

İmplant destekli sabit parsiyel protezler, vida tutuculu veya simante olabilmektedir (Tablo 2.2). Bu iki tip restorasyonda implant başarı oranları arasında fark olmadığı belirtilmiştir. Protetik başarı değerlendirildiğinde (6 yıllık) ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmasa da, simante restorasyonların başarı oranı (%93.2) ile vida tutuculu restorasyonlardan (%83.4) yüksektir (67). Restorasyonun seçimi temelde klinisyene bağlıdır; bu nedenle avantaj ve dezavantajlarının iyi değerlendirilmesi gerekmektedir (68).

**Tablo 2.2. Vida Tutuculu ve Simante İmplant Destekli Sabit Parsiyel Protezler. Lee ve ark. (69)'ndan alınmıştır.**

|                           | <b>Vidalı</b>                                                | <b>Simante</b>                                                         |
|---------------------------|--------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------|
| <b>Estetik</b>            | İmplant pozisyonu ideal olmalıdır.                           | İmplant pozisyonu ideal olmadan da sağlanabilir.                       |
| <b>Retansiyon</b>         | 4 mm'den daha düşük dayanak yüksekliğinde bile sağlanabilir. | Dayanak yüksekliği 5 mm'den fazla olmalıdır.                           |
| <b>Pasif uyum</b>         | Sağlamak zordur, teknik hassasiyet gereksinimi               | Siman aralığı sayesinde kolaydır.                                      |
| <b>Okluzyon</b>           | Okluzal interferanslar mümkündür.                            | Daha iyi sağlanabilir.                                                 |
| <b>Komplikasyonlar</b>    | Porselen ve vida kırığı ile vida gevşemesine daha yatkındır. | Siman artığı kaynaklı peri-implant doku enflamasyonuna daha yatkındır. |
| <b>Fiyat</b>              | Daha pahalıdır.                                              | Daha ucuzdur.                                                          |
| <b>Geçici Restorasyon</b> | Daha iyi doku cevabı                                         | Daha kolay üretim, siman artığı                                        |

#### **2.1.9.2. Vida tutuculu İmplant Destekli Sabit Parsiyel Protezler**

Vida tutuculu restorasyonlar, interokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda en sık kullanılan restorasyonlardır (70). Bu dizaynın en büyük avantajı; restorasyonun çıkarılması gereken durumlarda restorasyona ya da dayanağa zarar vermeksizin bunu mümkün kılmasıdır. Bu sayede restorasyon kırığı tamiri, implant ve çevre dokuların muayenesi, mevcut bileşenlerin temizliği kolayca gerçekleştirilebilmektedir (69). Öte yandan bu dizayn birçok dezavantaja sahiptir. Bunlar; anteriorda, implant ideal bir pozisyonda yer almadığında okluzal vida girişinin estetik bölgede yer alabilmesi, posteriorda okluzal yüzeyi ve dolayısıyla okluzyonu etkilemesi, vida gevşemesi veya kırığı görülmesi ve porselen dayanımını düşürmesidir (69, 70).

### **2.1.9.3. Simante İmplant Destekli Sabit Parsiyel Protezler**

Günümüzde sıklıkla tercih edilen simante implant destekli sabit parsiyel protezler, estetiği ve okluzyonu etkilemediği gibi üretim süreci daha kolaydır ve daha düşük maliyete sahiptir (68). Biyomekanik olarak simante bir restorasyonun pasif olma ihtimali daha yüksek ve sistemde oluşturacağı stresler de minimum düzeyde olacaktır (70). Fakat bu restorasyonlar birçok dezavantaja da sahiptir; restorasyonun çıkarılması gereken durumlarda bunun oldukça güç olması ve periimplant dokularda enflamasyona sebep olan siman artıklarının uzaklaştırılma güçlüğüdür (71). Bunların yanı sıra interokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda, siman tutuculuğu için yeterli yükseklik ve yüzey alanına sahip olamayacağından stabilizasyon azalacaktır (72).

### **2.1.9.4. İmplant Destekli Sabit Parsiyel Protezlerde Görülen Komplikasyonlar**

İmplant destekli sabit parsiyel protezlerde görülen komplikasyonlar temelde ikiye ayrılır. Bunlar; periimplantitis bulguları görülen biyolojik komplikasyonlar ve retansiyon kaybı, vida gevşemesi ve en sık görülen komplikasyon olan porselen kırığı gibi teknik komplikasyonlardır (4). İmplant destekli sabit parsiyel protezler ve tek kronlar ile ilgili yapılmış 10 yıllık bir retrospektif çalışmada en sık görülen teknik komplikasyonun porselende meydana gelen chipping (kırık) olduğu belirtilmiştir. Aynı çalışmada, çok üyeli sabit protezlerin tek kronlara göre daha yüksek risk altında olduğu belirtilmiştir (73). Yapılan birçok çalışmada implant destekli sabit parsiyel protezlerde diş destekli sabit parsiyel protezlere göre daha yüksek oranda komplikasyon görüldüğü; bunun da seramik üst yapıda meydana gelen chipping veya kırılma olduğu belirtilmiştir (4, 53). Bunun muhtemel sebebi diş ve implant arasındaki biyomekanik farklılıklar nedeniyle, implant üst yapısı hiperokluzyon durumunda olsa dahi hastanın bunu hissedememesidir (73).

## **2.2. İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Restoratif Materyaller**

İmplant destekli sabit restorasyonlarda ağız ortamındaki fizyolojik kuvvetlere dayanıklı materyal seçimi önemlidir. Bu restorasyonlarda metal, metal destekli

seramik, kompozit rezin, hibrit seramik, tam seramik ve zirkonyum gibi materyaller kullanılabilmektedir (3, 74).

### **2.2.1. Dental Seramikler**

#### **2.2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi**

Yunanca “keramikos” sözcüğünden türemiş olan seramik, birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle yaptığı bileşikken, “porcella” sözcüğünden türemiş olan porselen, Çin kilinden üretilen ve estetik olan seramik grubudur (75). Seramiğin diş hekimliğinde kullanımı 18. yy’da başlamıştır. İlk kez 1774 yılında eczacı Duchateau tarafından kullanılmış, bundan 15 yıl sonra diş hekimi Chamont ilk seramik diş materyali patentini almıştır (76). 1889’da ilk kez seramik jaket kuron uygulanmış, 1903’de platin folyo tekniği seramik restorasyonların üretiminde kullanılmıştır (77). 1950’li yıllarda porselene “lösit” eklenmiş ve genleşme katsayısı artırılmıştır. 1962 yılında metal destekli, % 11-15 oranında potasyum oksit içeren porselen restorasyonlar (78, 79), 1963’te ise Mc Lean ve Hughes tarafından alüminyum oksit tanecikleri ile güçlendirilmiş metal desteksiz tam seramik sistemi geliştirilmiştir (78). 1980’li yıllarda dökülebilir cam seramikler (Dicor ve Cerapearl), Cerestore, Hi-Ceram ve In-Ceram sistemleri (76, 78, 80), yaklaşık 10 yıl sonra da %34 lösit kristalleri içeren ve basınç altında preslenen IPS Empress sistemi üretime sunulmuştur. Ardından sistem geliştirilerek, estetik özellikleri ve dayanıklılığı artırılan IPS Empress 2 piyasadaki yerini almıştır (81). 2005 yılında lityum disilikat esaslı preslenebilir cam seramik olan IPS e.max Press, ardından e.max Press ile aynı kimyasal yapıda ancak CAD/CAM’ de kullanılan prekristalize fazdaki IPS e.max CAD bloklar kullanıma sunulmuştur (82). Gelişen CAD/CAM teknolojisi ile birlikte seramik materyal çeşitliliği her geçen gün artmaktadır ve sistem, alt yapıdan tek parça tam konturlu restorasyona kadar üretim alternatifi sunmaktadır (83).

#### **2.2.1.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı**

Dental seramiğin çekirdek yapısı silisyum tetrahedraldir ( $\text{SiO}_4$ ). Bu yapı merkezde yer alan bir silisyum ( $\text{Si}^{4+}$ ) ve dört oksijen atomu arasındaki kimyasal bağdan oluşur (84). Dental seramiklerin temel yapısı feldspar, kuartz ve kaolinden

oluşmaktadır. Bu üç boyutlu yapıda cam modifiye ediciler, metal oksitler, renk pigmentleri ve opaklaştırıcı ajanlar da bulunmaktadır (85).

1. Feldspar ( $K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$ )

Yapıda %70-90 oranında bulunan, eridiğinde porselene yarı şeffaflığını veren maddedir. Restorasyonun formunu korumaya yardımcı olmaktadır (86).

2. Kuartz (Silika,  $SiO_2$ )

Sahip olduğu üç boyutlu tetrahedral ağ nedeniyle amorf, yüksek erime noktalı camı oluşturur. Dental porselene desteklik sağlamaktadır (85, 86).

3. Kaolin ( $Al_2O_3.2SiO_2.2H_2O$ )

Çin kili olarak da bilinen kaolin matriks oluşumuna katılmaktadır. Kaolinin düşük miktardaki ilavesi porselene opaklık vermektedir. Su ile karıştırıldığında yapışkan bir yapı oluşturur ve bu sayede işlenebilir hale gelen kitle ile kron yapımı kolaylaşmaktadır (85).

#### **2.2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması (84)**

- 1. Kullanım alanlarına göre;**

Anterior veya posterior kron, köprü, veneer, post ve kor, boyama ve glaze seramiği

- 2. İçeriğine göre;**

Silika cam, lösit bazlı feldspatik porselen, lösit bazlı cam seramik, lityum disilikat bazlı cam seramik, alüminöz porselen, alümina, cam infiltre alümina, cam infiltre spinel, cam infiltre alümina/zirkonya ve zirkonya

- 3. Yapım tekniklerine göre;**

Sinterleme, yarı sinterleme, cam infiltrasyon, slip casting, sıcak izostatik presleme, CAD/CAM milling ve copy-milling

- 4. Fırınlama derecelerine göre;**

- **Yüksek ısı seramikleri (1300 °C);** hareketli protezlerdeki yapay dişlerin yapımında kullanılmaktadır. Temelde feldspar, kaolin ve kuartztan oluşmaktadır (85).
- **Orta ısı seramikleri (1101°C-1300°C);** yüksek ısı seramikleri gibi, hareketli protezlerdeki yapay dişlerin yapımında kullanılmaktadır (84).
- **Düşük ısı seramikleri (850°C-1100°C);** metal-destekli kron-köprü restorasyonların yapımında kullanılmaktadır (85).
- **Ultra düşük ısı seramikleri (< 850°C);** büzülme katsayısı düşük olan bu seramikler, titanyum ve alaşımlarında kullanılmaktadır (84).

**5. Mikroyapısına göre;**

Cam, kristalin, cam matriks içinde kristal içeren

**6. Transluseriye göre;**

Opak, transluser, transparan

**7. Kırılma dayanıklılığına göre;**

Düşük, orta, yüksek

**8. Aşınmasına göre**

**2.2.1.4. Metal Destekli Seramik Restorasyonlar**

Metal alaşımları sabit protetik restorasyonlarda uzun yıllardır başarıyla kullanılmaktadır (87). Estetik nedenlerle metal alt yapı çoğunlukla feldspatik seramik ile veneerlenmekte ve metal destekli seramik restorasyonlar elde edilmektedir (88, 89). Bu restorasyonlarda, altın ve paladyum gibi soy metallerin yüksek maliyeti nedeniyle nikel, krom, kobalt ve alüminyum gibi baz metal alaşımları tercih edilmektedir (90). Alt yapı üretiminde kayıp mum tekniği ve konvansiyonel döküm yöntemleri kullanılmaktadır. Ancak bu yöntemler, kompleks birçok aşamadan oluşmaları ve döküm kalitesini etkileyen komplikasyon riski nedeniyle yeni üretim tekniklerinin gelişmesine yol açmıştır. Günümüzde kullanımı gittikçe yaygınlaşan bu teknikler; CAD/CAM ve direk metal lazer sintering sistemi (DMLS)'dir (91).

Metal destekli seramik restorasyonlar bazı dezavantajlara sahiptir. Bunlar; alerjik reaksiyonlar, diş etinden renk yansıması, dişeti dokusuna ve dişeti oluğu sıvısına metalik iyon salınımıdır. Bunların üstesinden gelebilmek için metal desteksiz seramik sistemleri üzerine araştırmalar ve gelişmeler devam etmektedir (92).

#### **2.2.1.5. Tam Seramik Restorasyonlar**

Giderek artan estetik talepler ve doğal görünüme sahip restorasyon isteği yeni seramiklerin gelişmesine yol açmaktadır (93). CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler sayesinde monolitik ve manuel veneerlenen tam seramik sistem çeşitliliği artmaktadır (93, 94).

#### **2.2.1.6. Tam Seramik Restorasyonların Sınıflandırılması**

##### **1.Cam seramikler**

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

##### **2.Polikristalin seramikler**

- Alümina
- Stabilize zirkonya
- Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina
- Alümina ile sertleştirilmiş zirkonya

##### **3.Rezin matriks seramikler**

- Rezin nanoseramik

- Rezin matrikse infiltre cam seramik
- Rezin matrikse infiltre zirkonya-silika seramik (95).

### 2.2.2. Feldspatik Seramik

Geleneksel seramik grubunu oluşturan feldspatik seramik, kaolin, kuartz ve feldspardan; % 69 silika ( $\text{SiO}_2$ ), % 8 alümina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), genleşmeyi kontrol eden % 8-10 arasında potas ( $\text{K}_2\text{O}$ ) ve soda ( $\text{Na}_2\text{O}$ ) ile birlikte %1 borik oksit ( $\text{B}_2\text{O}_3$ ) ve % 0.8 kalsiyum oksit ( $\text{CaO}$ )'ten oluşmaktadır (96). Potasyum feldspar, lösit kristallerini oluşturur ve restorasyonun iç direncini artırdığı gibi porseleni, metal ve seramik alt yapılar için uygun bir veneerleme materyali haline getirmektedir (95, 96). İçeriğindeki 15% ile 25% değişen oranda lösit, porselenin termal kontraksiyon katsayısının metalden daha düşük olmasını ve bu sayede seramiğin sıkıştırma kuvvetlerine maruz kalmasını sağlamaktadır. Poligonal şekildeki lösit kristalleri, sıklıkla kümeler halinde bulunmaktadır. Bu kristaller ile cam matriks arasındaki termal kontraksiyon sayısı farklı olduğu için soğuma esnasında kristaller içinde ve etrafında baskı ve çekme kuvvetleri oluşmaktadır. Bu durum mikro çatlakların oluşmasına neden olduğundan, dental seramikler içinde mekanik özellikleri en zayıf seramiktir (89).

Feldspatik seramik bloklar (Vitablocs Mark II, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ince grenli feldspatik porselen tozlarından elde edilen homojen kristalize yapıda seramik bloklardır (97). Üretim süreci konvansiyonel feldspatik seramikten farklıdır ve bu süreç ekstrüzyonla kalıplama yöntemi olarak adlandırılmaktadır. Plastikleştirilmiş seramik karışımı preslenip son şeklini alacağı bir enjektörden geçirilir. Elde edilen bloklar sinterlenmeden önce birkaç gün boyunca kurutulmaktadır (94). Vita Mark II, 1991 yılında CEREC (Cerec 1, Siemens GmbH, Bensheim, Almanya) sistemi için tanıtılmıştır (98). Cilalanabilirliği geliştirilmiş, dayanıklılığı artırılmış ve düşük abrazyon katsayısı ile karşıt minede daha az aşınmaya yol açmaktadır. Materyalin fleksural dayanımı 130 MPa 'dır ve glaze'in ardından 160 MPa'a kadar yükselebilmektedir (83, 97). Bu değer konvansiyonel feldspatik porselenlerin dayanımının iki katıdır. Veneer, inley, onley, parsiyel ve full kronlarda kullanılabilir (97). Vita Mark II monokromatiktir fakat farklı renk tonları mevcuttur. Vitablocs TriLuxe, Triluxe Forte ve RealLife blokları (Vita

Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) en yeni bloklardır ve çok sayıda renk katmanına ve translusentliğe sahiptirler. Cerec Blokları (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) yapısal olarak Vita Mark II'ye benzese de renk sistemi farklıdır (94).

### **2.2.3. Lösit İçerikli Seramik**

1986 yılında piyasaya sürülen IPS Empress, yapısında feldspatik porselen ve lösit kristallerini bulundurur. Seramik yapının hacimsel olarak %40'ını tek tip lösit kristalleri oluşturmaktadır. Konvansiyonel feldspatik seramiklere kıyasla daha az büzülme, porozite ve kırılma gibi özellikler sergilemesi, posterior bölgede endikasyonu mümkün kılmıştır. IPS Empress, tek üye kron, inley ve onleylerde kullanılmaktadır. Materyalin düşük dayanıklılığı sebebiyle yapısındaki cam yapıyı azaltarak IPS Empress II sistemi geliştirilmiştir. Mikroçatlak oluşumu daha az olan seramiğin kırılma direnci daha fazladır (99).

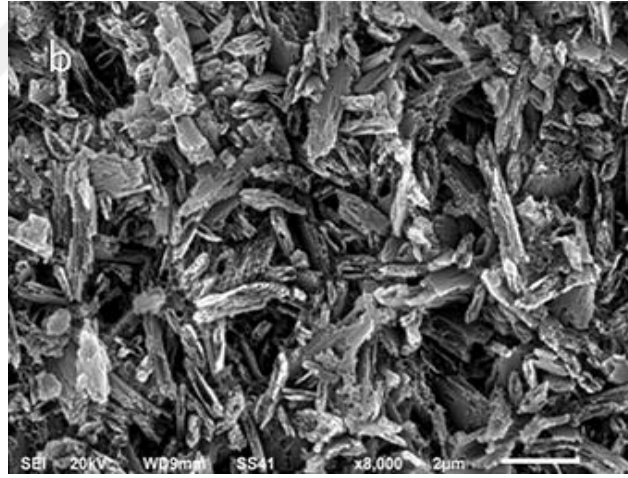
Lösitle güçlendirilmiş bir seramik olan ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), 1998'de CEREC inLAB (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya)'da kullanılmak üzere piyasaya sunulmuştur. Preslenebilir bir seramik olan IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile yapısı benzerdir (100). 2006'da geliştirilen Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)'in ProCAD'den farkı işleme esnasında materyalin direncini artıran % 45'lik ince lösit partikül içeriğidir. Bileşenleri IPS Empress ile aynıdır; farkı tozun bloklara preslenip sonrasında sinterlenmesidir. 160 MPa fleksural dayanıma sahip blok, tek dişlik restorasyonlar için uygundur. Yüksek, düşük translusentlikte ve polikromatik seçenekleri olan bloklardan elde edilen restorasyonlar boyanıp, cilalanabilmektedir. Bu kategorideki diğer bir materyal Paradigm C (3M ESPE, Seefeld, Almanya)'dır (94).

### **2.2.4. Lityum Disilikat Seramik**

Hacminin yaklaşık % 70'i lityum disilikat kristal fazından, daha düşük hacimli ikinci kristal fazı ise lityum ortofosfattan oluşan cam seramiktir. Lityum disilikat farklı bir mikro yapıya sahiptir; düzensiz yerleşimli ve birbiri içine geçmiş

plaka benzeri küçük kristallerden oluşmaktadır. Bu kristaller çatlak yayılımını değiştirmekte ve saptırmaktadır, bu da fleksural dayanımı arttırmaktadır (101).

Lityum disilikat seramik restorasyonlar presleme yöntemi veya CAD/CAM ile üretilabilmektedir (102). Bu seramik, yüksek dirençli seramik alt yapı materyallerinden daha translusent olması nedeniyle porselen tabakalama için alt yapı olarak kullanılabilirdiği gibi, geliştirilen translusentliği ve renk tonları sayesinde monolitik olarak da kullanılabilir (24, 102). Birinci methodda alt yapı üretilip, porselen ile tabakalanmaktadır. Bu işlemten sonra standart fırınlama programında kristalizasyon gerçekleştirilmektedir. Bu yöntemin diğer bir uygulama tekniğinde tabakalama aşamasından önce kristalizasyon gerçekleştirilmektedir, bu durum restorasyon rengini tabakalama öncesinde daha iyi analiz etmeye yardımcı olmaktadır. İkinci methodda kron tam kontur işlenmekte, boyama, glaze ve kristalizasyon sırayla bitirilmektedir. Bu methodun modifikasyonu kristalizasyon aşamasının boyama ve glazeden önce yapılmasıdır (92).



**Şekil 2.2. IPS e.max CAD'in SEM görüntüsü; iğne biçimli kristal yapı. Elsaka ve Elnaghy (102)'den alınmıştır.**

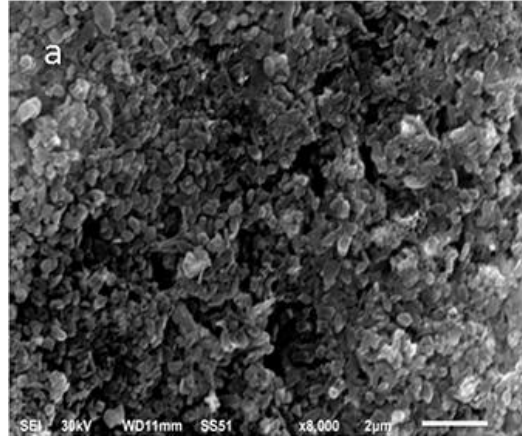
Lityum disilikat seramik bloklar (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) mavimsi renk ile karakterize yarı kristalize metasilikat fazda işlenmektedir (83). Bu aşamada restorasyonun uyumu kontrol edilebilmekte ve manuel uyumlamalar yapılabilmektedir (103). 840 °C'de 25 dk boyunca gerçekleştirilen kristalizasyonda metasilikat fazdan lityum disilikat yapıya dönüşmekte (102) ve partikül boyutu kontrollü bir şekilde büyümektedir (0.5-5 µm),

sonuçta materyalin fleksural dayanımı 360 MPa'a çıkmaktadır (92). Kristalizasyonun ardından materyal istenilen estetik formu ve translusentliği kazanmaktadır. Bu materyal veneer, inley, onley, parsiyel kron ve alt yapılarda kullanılmaktadır (103).

#### **2.2.5. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramik**

Son dönemde, cam seramiklerin yapısına zirkonya eklenerek, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler geliştirilmiştir (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik, Almanya; Celtra Duo, Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya). İnley, onley, parsiyel kron, anterior ve posterior kronlarda ve implant üstü tek dişlik restorasyonlarda endikedir (102). Üretici firma mekanik özelliklerinin 370 ile 420 MPa arasında değiştiğini bildirmektedir (104). Bu değerler lōsit ile güçlendirilmiş geleneksel cam seramiklerden (IPS Empress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) yaklaşık 3 kat daha fazladır. Bu sistemde lityum silikat seramik içerisine yaklaşık % 10 oranında eklenen zirkonyum kristalleri, materyalin kalitesini ve dayanımını arttırmaktadır (105). Zirkonyanın varlığı sayesinde kristalizasyon sonrası 0.5-0.7  $\mu\text{m}$  arasında değişen kristal boyutları ile homojen bir yapı oluşmaktadır. Bu kristal boyutları lityum disilikat kristallerinden 4 ile 8 kat daha küçüktür. Materyalin mikroyapısı;

- Lityum metasilikat ve lityum disilikat kristalleri (ortalama boyutları; 0.5-0.7  $\mu\text{m}$ ); sadece lityum disilikat kristallerinden oluşan lityum disilikat seramiklerden en önemli farkıdır
- Zirkonyum oksit içeren cam matriks yapıdan oluşmaktadır.



**Şekil 2.3. Vita Suprinity'nin SEM görüntüsü; homojen, ince kristalize yapı. Elsaka ve Elnaghy (102)'den alınmıştır.**

Materyal, kristalizasyon öncesinde sadece lityum metasilikat kristalleri içermektedir. Bu fazda kolayca işlenebilmektedir. Restorasyon tamamlandıktan sonra, 840 °C'de 8 dk boyunca fırınlanarak ikili mikroyapıyı kazanmaktadır (106). Bu mikroyapısı sayesinde yüksek oranda cam matriks içermesine rağmen fleksural dayanımı oldukça yüksektir. Bu da materyale üstün optik özellikler kazandırdığı gibi cilalanabilirliği de kolaylaştırmaktadır. Çeşitli translusentliklerde ve renk tonlarında mevcut olan materyal birçok CAD/CAM sistemi ile uyumludur (22). Literatürde bulunan az sayıda çalışma, materyalin üstün optik, estetik ve fiziksel özelliklere sahip olduğunu bildirmektedir (22, 23). Celtra Duo (Dentsply DeTrey)'nin Vita Suprinity'den farkı kristalize olmasıdır. Kristalizasyon fazına ihtiyaç duyulmaması nedeniyle hasta başında üretim için uygundur. Üretim süreci 10 ile 22 dk arasında sürmektedir. Millenen restorasyonun fleksural dayanımı 210 MPa'dır ve bu değer ilave boyama ve glaze fırınlamasının ardından 370 MPa 'a kadar çıkmaktadır (107). Preis ve ark, materyalin kırılma dayanımının ve marjinal adaptasyonunun lityum disilikat seramikler ile benzer olduğunu belirtmiştir (24).

#### **2.2.6. Florapatit içerikli Seramikler**

IPS e.max Ceram, düşük ısı nanoflorapatit cam seramiktir. Bu seramik, presleme ya da CAD/CAM ile üretilen restorasyonların karakterizasyonunda veya veneerlemesinde kullanılmaktadır. Hem lityum disilikat seramik hem de zirkonyum oksit alt yapı materyallerine uygulanabilen (IPS e.max CAD, IPS e.max Press, IPS e.max ZirPress) seramik, vital dişe yakın kristal yapı sergilemektedir. İçerdiği farklı

boyutlardaki florapatit kristalleri; translusensi, parlaklık ve opasite ve gibi optik özellikleri etkilemektedir (108).

### **2.2.7. Cam İnfiltrate Seramikler**

1989'da piyasaya sürülen ilk cam infiltrate seramik In-Ceram Alumina, slip-cast yöntemiyle elde edilmektedir (95). Slip cast tekniğinde poröz bir kalıp, sıvı fazlı bir maddeyi kapiller kuvvet yardımıyla bünyesine çekerek üzerinde katı bir tabaka oluşturmaktadır (109). Bu teknikte, alüminyum oksit tozundan sulu yoğun bir hamur refraktör daya uygulanarak, 1120 °C' de 2 saat pişirilmektedir. Sonuçta oluşan alüminyum oksit koping poröz bir yapıda olduğundan, lantum camı infiltrate edilerek 1100 °C' de 4 sa daha pişirilmektedir (110, 111). Lantum camı infiltrasyonu ile In-Ceram alumina seramiğin dayanımı oldukça artmaktadır. Bu alüminyum ve infiltrate cam yapının en önemli etkisi seramikte oluşan çatlağı önlemesidir. In-Ceram Alumina'nın fleksural dayanımı feldspatik ve cam seramiklerden 3 ile 4 kat fazladır. Daha estetik restorasyonlar için In-Ceram copingler feldspatik seramik ile veneerlenebilmektedir (111). 1994'de piyasaya sürülen In-Ceram Spinell'de üretim süreci benzerdir, ancak cam, poröz magnezyum alüminat ( $MgAl_2O_4$ ) kora infiltrate edilmektedir (95). In-Ceram Alumina tozuna 35% yarı sinterize zirkonyum oksit ilavesiyle In-Ceram Zirkonya geliştirilmiştir. Bu materyal, ağırlıkça % 26'sı zirkonya olan cam infiltrate alumina seramiktir. Zirkonyum oksit ilavesiyle, hem kırılma tokluğu ( $6-8 \text{ MPa m}^{1/2}$ ) hem de fleksural dayanımı (421-800 MPa) artırılmıştır. Bu sayede posterior üç üye köprü endike hale gelmiştir. Slip-cast tekniğine alternatif olarak 1999 yılından beri In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirkonya altyapıları (VITA In-Ceram Alumina Blanks/ VITA In-Ceram Zirconia Blanks, Bad Sackingen, Germany) CAD/CAM ile üretilebilmektedir (112).

### **2.2.8. Polikristalin Seramikler**

Alümina ve zirkonya gibi polikristalin seramikler, cam seramiklerden daha sert ve dayanıklıdır, çünkü kristalleri sıkı ve düzenli bir şekilde sıralanmıştır. Kristallerin bu yapısı nedeniyle yapıda çatlak oluşması, cam seramiklere kıyasla daha zordur. İşlenebilirliği daha zor olan bu seramikler, günümüzde CAD/CAM teknolojisi ile pratik bir şekilde restorasyonlarda kullanılabilmektedir. Opak yapıda

olmaları nedeniyle özellikle estetik bölgelerde tercih edilmemektedirler. Bu bölgelerde alt yapı olarak kullanılıp, cam seramikler ile veneerlenmektedirler (113).

Bu seramikler, cam seramiklerden farklı olarak daha büyük kalıplara tam yoğunlukta preslenememektedir ve teorik yoğunluklarının yaklaşık olarak % 70'i paketlenen tozlardan oluşmaktadır. Bu nedenle fırınlama esnasında hacimce % 30 küçülmektedirler. Restorasyonun uyumlu olabilmesi için bu büzülme kompanse edecek şekilde planlama yapılmaktadır (113).

#### **2.2.8.1. Alümina İçerikli Polikristalin Seramikler**

Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) ilk tam yoğunlukta polikristalin seramik olarak, 1990'ların ortasında tanıtılmıştır. Materyal yüksek saflıkta  $Al_2O_3$  (% 99.5) içermektedir. Yüksek sertlikte (17-20 GPa) ve dayanıklılıktadır. Tüm dental seramikler içinde en yüksek elastisite modülüne (300 GPa) sahiptir ve bu nedenle kütleli kırıklara hassastır (95). Opak yapısı nedeniyle alt yapı olarak kullanılmaktadır (114). CAD/CAM yöntemi kullanılarak yarı sinterize edilmiş  $Al_2O_3$  bloklarından elde edilen alt yapılar, özel bir porselen ile veneerlendikten sonra son derece estetik restorasyonlar yapılabilmektedir (98, 115).

#### **2.2.8.2. Zirkonya İçerikli Polikristalin Seramikler**

Zirkonyum dioksit seramikler, biyouyumluluğu, üstün estetik ve mekanik özellikleri nedeniyle tam seramik restorasyonlarda tercih edilmektedir (116, 117). Polimorfik bir materyal olan saf zirkonyanın 3 allotropu bulunmaktadır; 1170 °C'ye kadar monoklinik; 1170-2370 °C arasında tetragonal ve 2370-2680 °C arasında kübik (118). İşleme ve sinterlemeden sonra en yüksek dirence ve kırılma sertliğine sahip formu, yttrium-stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP)'nden oluşmaktadır (95). Zirkonyum dioksit dış mekanik kuvvetler uygulandığında zirkonya polikristalleri çatlak hattında tetragonal formdan monoklinik forma dönüşerek çatlağın ilerlemesini önlemektedir. % 3-5'lik bir hacim artışı ile sonuçlanan bu mekanizma zirkonyum dioksitin transformasyon sertleştirme mekanizması olarak adlandırılmaktadır (119).

Bu mekanizma, sağladığı yüksek fleksural dayanım (800–1000 MPa) ve kırılma dayanımı ( $6-8 \text{ MPa m}^{1/2}$ ) ile zirkonyanın alt yapı materyali olarak

kullanılmasını sağlamaktadır (120). Zirkonyanın yüksek kristal içeriği nedeniyle opak olması, doğal görünümü engellemektedir. Bu nedenle özellikle estetik bölgelerde translusent porselen ile veneerlenmesi gerekmektedir (9).

Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonya alt yapıli restorasyonlarda en sık görülen klinik başarısızlıkların nedeni, delaminasyon (veneer seramiğinin alt yapıdan ayrılması) veya chippingtir (121, 122). Bunda yetersiz alt yapı desteğı, üst yapı ve kor materyali arasındaki termal ekspansiyon katsayısının uyumsuz olması, üst yapı porseleninin fırınlanması esnasında porselende oluşan büzölme ve ayrıca zirkonya korda meydana gelen faz transformasyonu etkilidir (8, 123, 124). Bu sorunun üstesinden gelmek için presleme ve CAD-on sistemleri geliştirilmiştir (124).

#### **2.2.8.3. Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina ve Alümina ile sertleştirilmiş zirkonya**

Zirkonya genelde tetragonal fazda yarı stabilize ve alüminada orta sertlikte bulunduğundan artroplasti uygulamalarında olduğı gibi, nano ya da mikro düzeyde alümina-zirkonya ve zirkonya-alümina bileşikleri geliştirilmiştir (125, 126). Bu sayede bileşiğın kırılma sertliğı ve matriks içindeki çekme dayanımı artmaktadır (127). Bu materyalin avantajları; düşük ısıda bozulmaya karşı direnç, yüksek kırılma sertliğı ve dayanıklılık ve Y-TZP'den iki kat daha fazla yorulma dayanımıdır (95).

#### **2.2.9. Rezin matriks seramikler**

Rezin matriks seramikler, seramik matriks yapının içine polimer infiltrasyonu ile geliştirilmiştir. Bu seramik, kompozit rezinler ile seramiklerin üstün özelliklerini birleştirmektedir (128, 129).

Rezin nano seramik olan Lava Ultimate (3M-ESPE, St Paul, ABD); silika (20 nm) ve zirkonya nanomerlerinden (4-11 nm) oluşmaktadır (130). İçeriğindeki rezin sayesinde elastik olan materyalde stres dağılımı seramiklerden farklıdır. Seramiklerde horizontal yükler büyük iç stresler oluşturup, marjinal alanlara iletilirken; rezin kompozit kronlarda yükün uygulandığı noktada etki oluşturup, marjinal alanlara iletilmez. Chen ve ark seramikle kıyaslandığında yükün uygulandığı noktada Lava Ultimate'de daha düşük çekme stresi oluştuğunu belirtmişlerdir. Bunun muhtemel sebebi, rezin matriks içerisinde destekleyici görev

yapan seramik partiküllerinin yük altındaki noktalarda elastik deformasyonu engellemesidir (17).

Rezin matrikse infiltre cam seramik grubunda bulunan VITA Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya); feldspatik seramik (% 86) ve akrilat polimer ağı (% 14) ile hibrit bir yapı sergilemektedir (131). Materyal dentine benzer elastisiteye ve abrazyon direncine sahiptir. Aşınması birçok seramikle benzerdir ama karşıt dişte daha az aşınmaya sebep olmaktadır. Materyal oldukça ince şekillendirilebilmektedir (0.2-0.5 mm). Dirksen ve ark, materyale Vickers sertlik testi uyguladıkları çalışmalarında; Vickers sertlik değerinin dentin ve mine arasında bir değerde olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca materyalde oluşan kırık hattının oldukça ince olduğunu ve hibrit ağda bulunan polimer yapının kırığın ilerlemesini durdurduğunu bildirmişlerdir (132).

Rezin matrikse infiltre zirkonya-silika seramik grubunda organik matriks yapıları ve seramiğin ağırlıkça yüzdesi (silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, pigmentler) değişkendir. İnorganik içeriği ağırlıkça % 60'dan fazladır (Shofu Block HC, Shofu Inc, Kyoto, Japonya) (95, 133). Bir diğer örnek de çapraz bağlı polimerik matrikste % 85 oranda zirkonya-silika seramik partikülleri (0.6 µm) içeren kompozit bloktur (Paradigm MZ-100 Blocks, 3M ESPE, St. Paul, ABD). Polimer matriks Bis-GMA, TEGDMA ve patentli üçlü başlatıcı sistemden oluşmaktadır (134).

#### **2.2.10. Monolitik Restorasyonlar**

Kor ve veneer seramikten oluşan tabakalı sistemlerin sahip olduğu, birçok aşamadan oluşan üretim süreci, chipping ve delaminasyon gibi dezavantajları elimine etmek için monolitik restorasyonlar geliştirilmiştir (135). Monolitik restorasyon; CAD/CAM bloklarından tek bir seramik materyali ile tam kontur restorasyon üretimidir (18). Bu restorasyonlarda birincil olarak yüksek kırılma direncine sahip zirkonya ve lityum disilikat gibi seramikler kullanılsa da rezin içerikli seramikler de dahil olmak üzere CAD/CAM'de işlenebilen birçok seramik kullanılmaktadır. Monolitik restorasyonlar okluzal yükleri kitlesel olarak karşılasa da, kırılğan yapıları nedeniyle restorasyonun hatta bazen dişin dahi komple kırılması söz konusu

olabilmektedir (136). Bunun yanı sıra restorasyonların mekanik özellikleri kabul edilebilir düzeyde olsa da estetik özellikleri zayıf olabilmektedir (135).

### **2.2.11. Veneerleme Teknikleri**

#### **2.2.11.1. Konvansiyonel Tabakalama Tekniği**

Konvansiyonel tabakalama yönteminde porselen tozu ve likidi üretici talimatlarına uygun oranda karıştırılıp, özel bir fırça yardımıyla alt yapı üzerine tabakalar halinde uygulanmaktadır (137). Bu aşamada porselen kitlesindeki fazla sıvıyı almak ve oluşabilecek hava boşluklarını önlemek önemlidir. Sonrasında restorasyon vakumlu fırında pişirilmekte ve seramik partiküllerinde füzyon gerçekleşmektedir. Bu süreç sinterleme olarak adlandırılmaktadır (138). Tabakalama sırasında oluşan boşluklar, bu aşamada tam anlamıyla giderilemediği gibi (139), mikroskobik düzeyde de kristaller partikülleri birbirine tam anlamıyla bağlanamamaktadır (140). Ayrıca bu işlem esnasında seramikte büzülme meydana gelmektedir (139). Üst yapı porseleninde meydana gelecek büzülmeyi kompanse etmek için restorasyon daha büyük hazırlanmakta (137), ancak diğer olumsuzlukların da katkısıyla porselen yapısını zayıflatabilmektedir (139). Bu teknikte diğer tekniklere kıyasla daha yüksek translusentlikte ve estetik restorasyonlar elde edilebilmektedir. Bu teknikte kullanılan seramikler (140, 141);

- Vita VM 7, 9, 11, 13, 15, titankeramik (Vita Zahnfabrik) (142)
- Cercon Ceram Kiss (Degudent-Dentsply)
- IPS e.max Ceram (Ivoclar-Vivadent)
- IPS Inline (Ivoclar-Vivadent)
- Optec HSP (Jeneric/Pentron)
- Cerinate (DenMat)
- Mirage Fortress (Mirage Dental Systems)
- Duceram LFC (Dentsply)
- Finesse low fusing (Dentsply)
- Lava Ceram (3M ESPE)

#### **2.2.11.2. Isı ile Presleme Tekniği**

Isı ile presleme tekniği, zirkonya ve metal alt yapılı restorasyonlarda, kayıp mum tekniği ve bu teknik için geliştirilen cam seramik ingotlar ile uygulanmaktadır. Alt yapı üzerine, üst yapının tam kontur mum modelajı işlendikten sonra; alt yapı ve mum modelaj kombinasyonu revetmana alınmaktadır. Kayıp mum tekniği ile mum eliminasyonunu takiben, önceden yumuşatılmış seramik ingotlar ısıtılmış döküm kalıbında preslenmektedir. Sonuçta istenilen anatomide restorasyonlar elde edilmektedir (143).

Bu tekniğin en büyük avantajı; tabakalama tekniğinde fırınlama esnasında meydana gelen büzülmenin bu teknikte daha az olması nedeniyle marjinal uyumunun daha iyi olmasıdır. Restorasyon basınç altında şekillendirildiğinden çok daha homojen yapıda ve daha iyi fiziksel özelliklerde elde edilebilmektedir (144). Bilinen en büyük dezavantajı ise, tabakalama yöntemine göre optik ve estetik özelliklerinin daha zayıf olmasıdır. Çünkü restorasyonun görünümü, kullanılan renkli ingotlara bağlıdır (143).

#### **2.2.11.3. CAD/CAM ile Veneerleme (Dosya Bölme, CAD-on) Tekniği**

CAD-on terimi ile tanıtılan dosya bölme (file splitting) tekniği; zirkonya alt yapı ve cam seramik üst yapının CAD/CAM’de üretilip, cam seramik veya rezin siman ile birleştirildiğı bir tekniktir. Bu teknik laboratuvar aşamalarını azaltarak daha hızlı üretim sağladığı gibi homojen yapıda blokların kullanımı ile yüksek dayanıklılıkta restorasyon yapımına olanak sağlamaktadır (145). Veneer ve daha sert yapıdaki zirkonya ara yüzeyi okluzal yük iletiminin aktif olarak gerçekleştiğı alandır. Ayrıca, soğutma işlemi veya mevcut yapısal defektlerin neden olduğı iç stresler bu ara yüzeyde yoğunlaşmaktadır (146). CAD-on tekniği, bu iç stresleri ve geleneksel veneerleme sürecinde büyük önemi olan alt ve üst yapı arasındaki termal genişleme katsayısı uyumunu da elimine etmektedir (146, 147). Schmitter ve ark, CAD-on tekniği ile konvansiyonel tabakalamayı kıyasladığı çalışmalarında, CAD-on ile üretilen restorasyonlarda materyal yorgunluğuna bağlı başarısızlıkların daha düşük ve kırılma dayanımının ise daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (14). Yapılan birçok çalışma CAD-on tekniğinin kırılma dayanımı konusundaki üstünlüğünü destekler niteliktedir (13, 145, 148).

#### **2.2.11.4. IPS e.max CAD-on**

Sistem, Y-TZP alt yapı (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve lityum disilikat üst yapıdan (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) oluşmaktadır. Her iki materyal CAD/CAM’de üretildikten sonra füzyon seramik (IPS e.max CAD Crystall./Connect, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile birleştirilmektedir (149). Yarı sinterize Y-TZP bloklardan CAD/CAM’de alt yapı üretimi gerçekleştikten sonra, alt yapılar yüksek ısı fırınında sinterlenmektedir. Bu sayede materyal yüksek fleksural dayanıma (>900 MPa) ve kırılma sertliğine ( $5 \text{ MPa m}^{0.5}$ ) erişmektedir. IPS e.max CAD bloklar, prekristalize fazda bulunduğu için CAD/CAM’de kolayca işlenebilmektedir. Alt ve üst yapı arasındaki uyum kontrol edildikten sonra araya füzyon seramiği uygulanarak kristalizasyon ve füzyon birlikte, tek fırınlamada gerçekleştirilmektedir. Sistemin, tek krondan çok üyeli köprülere (max. 2 pontikli) kadar kullanım alanı mevcuttur (150).

#### **2.2.11.5. Vita Rapid Layer Technology**

Tek kron ve köprülerde (max. 4 üye) kullanılabilen sistem, Y-TZP alt yapı (VITA In-Ceram YZ, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve e.max CAD-on’dan farklı olarak üst yapıda feldspatik seramik (Vita Mark 2, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kullanmaktadır (145, 151). CAD/CAM’de yarı sinterize Y-TZP bloklardan üretilen alt yapı yüksek ısı fırınında sinterlenmektedir, Vita Mark 2 için kristalizasyon fırınlaması gerekmez de alt ve üst yapıyı birleştirmeden önce, boyama ya da cila gibi işlemler yapılabilir (151). E-max CAD-on’dan bir diğer farkı da alt ve üst yapıyı birleştirmede rezin siman kullanılmasıdır (145). Bu, alt yapı ve veneer seramiğin birleştirilmesinde fırın kullanımını elimine eden daha kolay bir yöntemdir (151). Ayrıca ince rezin tabakası, alt ve üst yapı arayüzeyinde delaminasyona sebep olan kırığın ilerlemesini engelleyen bir iç bariyer görevi görmektedir (147).

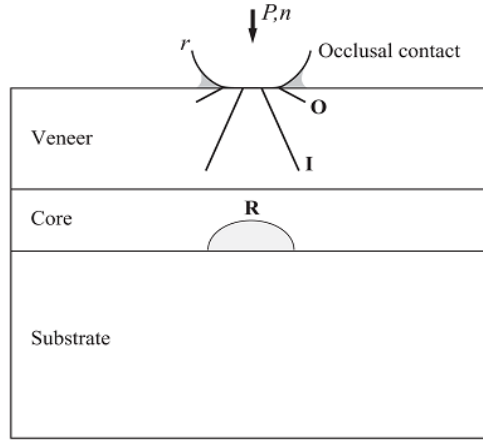
Schmitter ve ark, CAD-on tekniği kullanarak elde ettikleri restorasyonların yarısını rezin siman diğer yarısını füzyon seramiği ile birleştirip kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Sonuçta füzyon seramiği kullanılan restorasyonların kırılma dayanımını daha yüksek bulmuşlardır (152).

#### **2.2.11.6. LAVA Digital Veneering System (DVS)**

LAVA DVS, zirkonya alt yapı (Lava Zirconia, 3M ESPE, Seefeld, Almanya), füzyon seramiği (Lava DVS Fusion Porcelain, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve cam seramik üst yapı (Lava DVS, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) olmak üzere diğer sistemler gibi üç bileşene sahiptir. Sistem bileşenlerinin her birinin farklı renk tonları ve değişik translusent dereceleri mevcuttur. Cam seramik bloklar farklı mine renklerinde, füzyon porseleni ise farklı dentin renklerindedir, bu sayede doğal dişe yakın restorasyonlar elde edilebilmektedir (153). Zirkonya alt yapı CAD/CAM'de üretildikten sonra, sinterlenmektedir. Alt yapı ve üst yapı füzyon seramiği ile birleştikten sonra fırınlanmaktadır. Sistem yalnızca tek kronlarda kullanılabilmektedir (154).

#### **2.2.12. Tam Seramik Restorasyonlarda Görülen Başarısızlıklar**

Tam seramik restorasyonlarda başarısızlık yüzeyin farklı noktalarından, ara yüzeyden veya materyalin içinden başlayabilmektedir. Laboratuvar çalışmalarında ilk çatlak neredeyse tüm seramiklerin dış yüzeyinde, yük uygulayan ucun yarattığı stres alanında dış konik çatlak şeklinde oluşmaktadır ve kritik eşiği aşan yükler sonuçta başarısızlığa yol açmaktadır (155). Cam seramikler ve alüminalarda simantasyon yüzeyinden başlayarak tüm kron boyunca yayılır ve restorasyonun kitlesel olarak kırılmasına yol açar. Zirkonyada ışınsal kırıklar nadiren görülür, bunun yerine yük uygulayan ucun altında iç konik çatlaklar oluşmaktadır. Yükleme boyunca gelişen bu çatlaklar, yük uygulayan ucun altında genişleyen basınç alanlarının oluşturduğu çatlaklarda suyun hapsolmesiyle oluşmaktadır. Her bir yükleme siklüsünde su gittikçe daha derine ilerlemekte ve sonuçta restorasyonun kırılmasına yol açacak şekilde çatlağın büyümesine neden olmaktadır (156).



**Şekil 2.4. Veneer tabakasındaki O (dış); I (iç) konik çatlaklar. Korda oluşan R; radyal çatlak. P; yük. r: yük uygulayan ucun çapı. Bhowmick ve ark. (155)'ndan alınmıştır.**

Simantasyon yüzeyindeki radyal çatlak seramik restorasyonların katastrofik başarısızlığına yol açacak şekilde kitlesel kırığa dönüşebilmektedir. Okluzal yüzeydeki konik çatlaklar ise chippinge yol açabilir, monolitik restorasyonlarda seramik-siman ara yüzeyine veya veneerlenmiş kronlarda veneer-kor ara yüzeyine kadar ilerleyebilir. Okluzal konik çatlaklar, radyal çatlaklarda olduğu gibi katastrofik başarısızlığa yol açmasa da dış elementlerin sistemin içine girişi için yol sağlayabilirler ve zayıf ara yüzey bağlantısı varlığında delaminasyona sebep olabilirler. Monolitik kronlarda geniş tüberkül açısı önerilmektedir. Bu sayede simantasyon yüzeyindeki radyal çatlak kaynaklı kitlesel kırığı ve okluzal konik çatlak kaynaklı yorgunluk kırılmasını önlemek mümkün olabilmektedir (157).

Zirkonya alt yapıli restorasyonlarda sıklıkla görülen komplikasyonlar; chipping ve delaminasyondur. Chipping; üst yapı porseleninde meydana gelen kırıklardır. Delaminasyon ise üst yapı seramiğinin alt yapıdan tabaka halinde ayrılmasıdır (158, 159). Chipping; üst yapı porselenin sertlik değeriinin düşük olmasından kaynaklanabildiği gibi veneerleme tekniğinden veya uygulama esnasındaki hatalardan da kaynaklanabilmektedir (160). Delaminasyon ise daha çok alt yapı ve üst yapı arasındaki zayıf bağlantı sebebiyle oluşmaktadır. Ayrıca veneerleme sürecinde oluşan gerilme stresleri de porselenin, zirkonya kora olan bağlantısını bozmaktadır. Cam seramiklerdeki komplikasyonlar değerlendirildiğinde ise chipping daha az görülmektedir (135), daha çok restorasyon değişimini gerektiren, alt yapının veya üst yapı porseleninin komple kırığı görülmektedir (18).



Şekil 2.5. Tam seramik kronlarda başarısızlık tipleri. Kwon ve ark. (161)’ndan alınmıştır.

### 2.3. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM)

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim olarak adlandırılan CAD/CAM sisteminde, ağız içi kamera ile alınan optik ölçü bilgisayar ortamında analiz edilmekte ve ardından restorasyon tasarımı gerçekleştirilmektedir. Tasarımı tamamlanan restorasyon, prefabrike seramik bloklardan tornalama cihazıyla yontulmaktadır (162). İlk dental CAD/CAM sistemi olan CEREC 1 (CEramic REConstruction), yaklaşık 30 yıl önce Dr. Mörmann ve ekibi tarafından geliştirilmiştir (163). Sistem yıllar içerisinde gelişerek, 2000 yılında CEREC 3 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) ile günlük klinik uygulamadaki yerini almıştır (164) ve günümüze dek, Cicero, Procera, Celay, Duret, DCS-Precident, Lava, Everest, Cercon gibi çok sayıda CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir (165).

#### 2.3.1. CAD/CAM Üretim Konseptleri

Bu sistem ile restorasyonun üretimi üç şekilde olabilmektedir;

**a. Hasta başında üretim:** Ağız içi kamera ile alınan restorasyon ölçüsüyle herhangi bir laboratuvar aşaması olmaksızın restorasyon üretilabilmektedir. Tek seansta tamamlanan restorasyon, zaman tasarrufu sağlamaktadır. Günümüzde hasta başında üretim yalnızca CEREC sistemi ile mümkündür. Bu sistem, cam seramiklerden oksit seramiklere kadar birçok materyalden restorasyon üretebilmektedir (166).

**b. Laboratuarda üretim:** Bu üretim konsepti, hekim ve laboratuvar arasındaki geleneksel çalışma yöntemine benzemektedir. Hekim hastadan aldığı ölçüyü laboratuvara göndermekte, CAD/CAM süreci bu ölçüden elde edilen alçı model üzerinden ilerlemektedir. Alt yapı üretimini takiben, model üzerinde uyumu kontrol edilmekte ve teknisyen tarafından tabakalama ya da döküm tekniğiyle üst yapı oluşturulmaktadır (167, 168).

**c. Ayrı üretim merkezinde gerçekleşen üretim:** Laboratuvarlar yapılacak restorasyonun yüzey alanını görüntüleyip tasarımı gerçekleştirmekte ve bu tasarımı internet yoluyla bağlı bulunduğu büyük bir üretim merkezine göndermektedir. Restorasyonun üretim aşaması bu üretim merkezinde gerçekleşmektedir. Bu yöntem sayesinde laboratuvarlar sadece CAM bileşenine sahip olarak daha ekonomik hizmet alabilmektedir (169, 170).

### **2.3.2. CAD/CAM Bileşenleri**

Tüm CAD/CAM sistemleri 3 ana bileşen içerir (166):

#### **a. Yüzeyin üç boyutlu taranması (scanner):**

Hazırlanan restorasyon dizaynı, elde edilen verilerin doğruluğuna bağlı olduğundan CAD/CAM sistemlerinin en önemli bileşeni dijital tarayıcıdır (171). Prepare edilmiş dişlerin, karşıt dişlerin ve komşu yapıların intraoral veya alçı modelden extraoral olarak üç boyutlu verileri dijital tarayıcı ile elde edilmektedir. Bu veriler dijital olarak laboratuara transfer edilebildiği gibi hasta başı üretimde de kullanılabilir. Günümüzde değişik sistemlere sahip tarayıcılar mevcuttur. En çok kullanılan optik tarayıcılar, lazer ya da beyaz ışık kaynağı kullanan triangülasyon prosedürünü temel almaktadır. Bununla birlikte prepare edilmiş dişin statik fotoğrafları veya videosu elde edilmektedir (166). Bazı optik tarayıcı sistemlerinde, yüzey taraması yapılacak diş yüzeylerine oksit tozu uygulanmaktadır. Bu, daha iyi sonuç elde edebilmek için yüzey yansımalarını arttırmaktadır (172).

#### **b. Bilgisayar destekli tasarım için yazılım (software):**

CAD/CAM sisteminde çeşitli restorasyonların dizaynı için üretilmiş özel bir yazılım kullanılmaktadır. Bu yazılım ile kron ve sabit parsiyel protezlerin alt yapısı

düzenlenebildiği gibi, inley, onley, teleskopik kron, adeziv veya konvansiyonel köprülerin ve kronların tam anatomik formu da dizayn edilebilmektedir (173). Oluşturulan tasarım çeşitli formatlarda depolanabilmektedir ancak temelde STL (standard transformation language) olarak adlandırılan data formunda üretim ünitesine gönderilir (174).

### **c. Donanım (Hardware):**

CAD yazılımı ile üretilen veriler bilgisayar kontrolündeki milling cihazına iletilmekte ve restorasyon üretim süreci başlamaktadır. Seramik, kompozit ve metal gibi çeşitli materyallerin prefabrike bloklarından restorasyon üretilmektedir (166).

Milling cihazları 3,4 veya 5 akslı üretim yapabilmektedir. 3 akslı milling cihazları; X,Y,Z eksenlerinde hareket edebilmektedir. Kısa üretim zamanı, aks sayısına bağlı daha kolay kontrol edilebilme ve daha ekonomik olma gibi avantajlara sahiptir. 3 akslı milling cihazları; inLab (Sirona), Lava (3M ESPE), Cercon brain (DeguDent)'dir. 4 akslı milling cihazlarının 3 akslıdan farkı; materyalin bulunduğu tablanın sonsuz şekilde hareket edebilmesidir. Bu sayede, dikey boyutu yüksek köprüler üretilirken materyalden ve üretim zamanından kazanç sağlanmaktadır. 4 akslı milling cihazına örnek; Zeno (Wieland-Imes)'dur. 5 akslı milling cihazlarında farklı olarak freze kolu da rotasyon yapabilmektedir. Bu, kompleks geometrideki restorasyonların üretimine olanak sağlamaktadır. 5 akslı milling cihazlarına laboratuarda üretim örneği; Everest Engine (KaVo), üretim merkezi örneği; HSC Milling Cihazı (etkon)'dır (166).

### **2.3.3. CAD/CAM Sisteminin Avantajları ve Dezavantajları**

Geleneksel laboratuvar teknolojileri zaman alan, pahalı yöntemler içerdiği gibi deneyimli teknisyenlere ihtiyaç duymaktadır (175). Etkinliği daha yüksek CAD/CAM teknolojisi ise birçok avantaja sahiptir. Örneğin ağız içi tarama, konvansiyonel ölçü yöntemine göre daha kolay ve daha hızlıdır (175). Restorasyonun tasarımındaki ve üretimindeki süreç dijitalize ilerlediğinden, alçı model, wax-up, döküm ve fırınlama gibi aşamaları elimine etmektedir. Sonuç olarak zaman kazancı ve iş gücünden elde edilen tasarruf restorasyon maliyetini düşürmektedir (176).

Ayrıca CAD/CAM bloklar, konvansiyonel tabakalama ve fırınlama ile elde edilen porselen restorasyonlara göre daha az internal defektlere sahip olması nedeniyle daha kalitelidir (177). Yazılım temelli tasarım, kullanılan materyale bağlı olarak restorasyonun istenilen kalınlıkta yapılmasına olanak sağladığı gibi kalite kontrolünü mümkün kılmaktadır. Tüm veriler dijital olarak saklanabilmektedir, böylece zamanla bozulabilen veya kolayca hasar gören çok sayıda alçı modelin saklanması gerek kalmamaktadır (176). Diğer yandan ekipmanların ve yazılımın yüksek maliyeti, kullanımının zor olması ve deneyim gerektirmesi gibi bazı dezavantajlara sahiptir (175, 177).

### **2.3.4. Güncel CAD/CAM Sistemleri**

#### **2.3.4.1. CEREC**

CEREC (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) CAD/CAM teknolojisini hem klinik hem laboratuarda kullanılabilir kılan tek sistemdir (178). 1980’lerde tanıtılan klinik tipinin 1996’da CEREC 2, 2000 yılında CEREC 3 versiyonu, 2004 yılında da laboratuvar tipi inLab sistemi tanıtılmıştır (179, 180). 2009 yılında Sirona, Bluecam tarafından desteklenen klinik tip CEREC AC (Acquisition Center) birimini piyasaya sürdü. Bu yeni sistem yarım veya tam ark dijital ölçü alımını, kron ve köprü tasarımını mümkün kılmaktadır. Sistem LED kamerasına sahiptir ve dişlere yansıttığı mavi ışık farklı açıda yansıdığından bu görselleştirme yöntemine “aktif triangülasyon” denilmektedir. Sistemi kullanmak için, prepare edilmiş tüm diş yüzeyi özel bir titanyum dioksit tozuyla kaplanır, bu diş yüzeyinin translusent alanlarını opak hale getirerek kameranın tüm dokuları kaydetmesine olanak sağlar. Okluzal açıdan alınan çeşitli optik görüntüler ile hem restore edilecek dişin hem de komşu ve karşıt dişlerin kayıtları alınmaktadır. Tarayıcının otomatik odaklanma özelliği mevcuttur. Ölçüm işlemi ardından restorasyon tasarımı tamamlanmakta ve kazıma ünitesine yerleştirilen blok ile üretim yapılmaktadır (175).

Laboratuvar tipi sistem olan inLab; ağız dışı tarayıcı olan inEOS tarayıcı (ekstra-oral scanner; ağız-dışı tarayıcı), restorasyon tasarımını sağlayan inLab yazılım, tasarlanan restorasyonun üretimini sağlayan inLab MC XL kazıma ünitesi ve yarı sinterlenmiş yapısal seramiklerin sinterizasyonu için kullanılan yüksek ısı

fırını; inFire fırınından oluşmaktadır (179).  $\pm 25 \mu$  hassasiyetle çalışan inLab MC XL cihazı ile 10 üyeye kadar kron-köprü üretimi yapılabilmektedir (178). inEOS tarayıcının optik kamerası, lazer tarayıcılara kıyasla daha kısa sürede ölçü işlemini mümkün kılan stripe light projection sistemi ile çalışmaktadır. inEOS tarayıcı ile diş ve implant dayanaklarının bulunduğu çalışma modelinden 360° lik rotasyonel tarama ile optik ölçü işlemi tamamlanmaktadır. Optik ölçü bilgisayar ortamına aktarıldıktan sonra yazılımda tasarım gerçekleştirilmekte ve klinik tipinde olduğu gibi kazıma ünitesinde üretim tamamlanmaktadır (179).

#### **2.3.4.2. E4D Dentist**

2008 yılında piyasaya sürülen sistem, ağız içi lazer tarayıcı (IntraOral Digitizer), tasarım merkezi ve kazıma ünitesinden oluşmaktadır. Tarama esnasında yansıtıcı toz kullanımı şart olmadığı gibi, son derece küçük bir tarayıcıya sahip olması nedeniyle hasta konforu yüksektir. Hekimler yalnızca lazer tarayıcı ve tasarım merkezini satın alabildiği gibi kazıma ünitesini de beraberinde alabilmektedir. Sistemin en büyük avantajı, tek seferde 16 üye restorasyon dizayn edilebilmesidir (175).

#### **2.3.4.3. DCS President**

The DCS President sistemi Preciscan lazer tarayıcı ve Precimill CAM kazıma ünitesinden oluşmaktadır. DCS Dentform yazılımı, köprüler için konnektör boyutlarını ve pontik formlarını otomatik olarak önermektedir. Titanyum ve tam sinterize zirkonyayı kazıyabilen az sayıdaki sistemlerden biri olan sistemde; porselen, cam seramik, In-Ceram ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler kullanılabilmektedir (98).

#### **2.3.4.4. Cercon**

Cercon sistemi CAD bileşenine sahip olmadığından CAM sistemi olarak adlandırılmaktaydı (180) ancak sisteme 2005 yılında eklenen üç boyutlu optik tarayıcı ve CAD tasarım yazılımı ile CAD/CAM sistemi olmuştur (178). Mum modelajı tarayan sistem, presinterize zirkonyadan alt yapı üretimi yapmakta, ardından alt yapılar sinterlenmekte ve sonrasında lösit içermeyen Cercon Ceram porseleni ile veneerleme işlemi gerçekleştirilmektedir (180).

#### **2.3.4.5. Everest**

2002 yılında piyasaya sunulan Everest sistemi, tarayıcı, kazıma ünitesi ve fırından oluşmaktadır. Döner tablaya yerleştirilen alçı model, 20 µm ölçüm hassasiyetine sahip CCD kamera ile taranmaktadır. Oluşturulan 3 boyutlu dijital model üzerinde tasarım gerçekleştirilmekte ve 5 akslı kazıma ünitesinde üretim yapılmaktadır. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik, yarı veya tam sinterize zirkonya ve titanyum gibi materyaller kullanılabilmektedir (98).

#### **2.3.4.6. Procera**

Procera AllCeram sistemi alümina ve zirkonya alt yapı üretimi sağlamaktadır. Ana model taranıp elde edilen verilen internet yoluyla üretim merkezine gönderilmekte ve sinterizasyon büzülmesini kompanse edecek şekilde büyük daylar hazırlanmaktadır. Sırasıyla, hazırlanan day üzerine alt yapı kazıması, sinterleme ve porselen veneerleme işlemi ile restorasyon bitirilmektedir (98, 180).

#### **2.3.4.7. LAVA**

2002 yılında tanıtılan sistem, zirkonya alt yapı üretimi yapmaktadır. Uygulama esnasında, veriler lazer optik sistem ile dijitalize edilmektedir. Ardından Lava CAD yazılımı ile marjinler otomatik belirlenip, sinterizasyon büzülmesini kompanse edecek şekilde yarı sinterize zirkonyadan CAM ile üretim gerçekleştirilmektedir (180, 181).

### **2.4. Termal Siklüs**

Termal siklüs, restorasyonun normal yaşlanma sürecini yansıtan bir uygulamadır. Diş ile restorasyon arasındaki bağlantı, restorasyonun klinik başarısında önem taşıdığından, in-vivo koşulların taklit edilmesinde etkili bir yöntemdir. 5 °C ile 55 °C arasında değişen sıcaklıklar uygulanarak ağız koşulları taklit edilmektedir. Bu sayede diş ve restoratif materyal arasındaki termal genleşme katsayısı arasındaki ilişki ortaya konulmaktadır (182). Oldukça önemli olan termal genleşme katsayısı farkı, ara yüzeyde kontraksiyon ve genleşme streslerine yol açarak, ara yüzey boyunca kırık hattı oluşmasına ve sonuçta bağlantının kopmasına

neden olabilmektedir. Literatürde 3000, 5000, 12000, hatta 40000 siklus uygulanan çalışmalar mevcuttur (183).

## **2.5. Yorulma Testi**

Materyaldeki yorulma, termal siklus ya da çiğneme kuvvetlerinin yol açtığı kuvvet siklusleri neticesinde oluşmaktadır (184). Bu siklusler, bir kişide yıllık ortalama 300.000 kez tekrarlanmaktadır. Tekrarlayan siklusler de materyalde oluşan çatlağın yayılmasına ve restorasyonun zayıflamasına yol açmaktadır. Sonuçta restorasyonun dayanımı bu yüklerden daha zayıf hale gelmekte ve kırılmaktadır (185). Aslında restorasyon kırılma dayanımından daha düşük bir kuvvet siklusünde başarısız olmaktadır. Materyallerin yorulma davranışında önemli olan kuvvet sikluslerinin büyüklüğü ve kırılmaya yol açan siklus sayısıdır (184).

## **2.6. Kırılma Dayanımı Testi**

Restoratif materyallerin tekrarlayan çiğneme yükleri altında dayanıklılığını sürdürmesi oldukça önemlidir (186). Bu nedenle protetik restorasyonların başarısı kırılma testi ile in vitro olarak değerlendirilebilmekte (187) ve farklı restoratif materyaller kıyaslanabilmektedir (186). Standart test yöntemlerine göre klinik koşulları daha iyi yansıtabilmek için standardize geometrik şekilli örnekler yerine anatomik kronlar kullanılmaktadır (187).

## **2.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)**

Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope, SEM), katı cisimlerin mikro yapılarını değerlendirmek ve analiz etmek amacıyla kullanılmaktadır. Çalışma prensibi, elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranması ve görüntü eldesidir. Örnek yüzeyinden dağılan elektron sayısına bağlı olarak yüzey topografisi hakkında bilgi verecek şekilde, örnek yüzeyinin gri tonlarında görüntüsü elde edilir (188). Optik mikroskoplara kıyasla yüksek çözünürlükte ve ayrıntılı görüntü vermektedir. Restorasyonlarda veya materyallerde oluşan kırık yüzeylerin analizinde kullanılmaktadır. Bu sayede, kırılma süreci ve ilgili bağlantı dayanımı hakkında nitelikli bilgi vermektedir (189).

## 2.8. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi (Finite Element Analysis)

1970'lerden beri dental ve medikal alanda yaygın bir şekilde kullanılan sonlu elemanlar analiz yöntemi (FEA), kompleks geometrideki problemlerin çözümünde doğru ve etkili bir yöntemdir. Yöntemde, analiz edilecek yapıların gerçeğe en yakın şekilde modellenmesi yapılarak matematiksel olarak ifade edilmektedir. Dental yapıları ve aygıtları da aynı şekilde modelleyerek stres ve gerilim dağılımlarını analiz edebilmektedir (190, 191). Dental implant dizaynı ve fonksiyonunda sıklıkla kullanılan yöntem, dental implant sistemleri ve implant-kemik yapısı analizinde iyi bir araçtır (192). Bu sayede okluzal kuvvetler taklit edilebildiği gibi restorasyon üzerine gelen kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığını, restorasyonlara ve implanta gelen kuvvetlerin kemiğe nasıl iletildiği ve kemiği nasıl etkilediği konusunda bilgi vermektedir (193). Yöntemin avantajları; bilgisayar desteği ile yapılan bu analiz diğer birçok yöntemle göre daha az zaman alıcı, daha detaylı ve gerçeğe daha yakın sonuçlar vermektedir. Bu yöntemde değişkenler kolaylıkla ayarlanabilir, yapay bir modele ya da malzemeye ihtiyaç duymadan maksimum standardizasyon sağlanabilir. Analiz edilecek, değişik malzeme ve geometrik özellikleri bulunan cisimlerin tam olarak modellenenilmekte ve istenilen bölgeler kolaylıkla incelenebilmektedir. Bu sayede karmaşık yapılarda sebep sonuç ilişkilerini hesaplamak mümkün olmaktadır (194, 195).

FEA yönteminin uygulanmasındaki temel aşamalar sırasıyla şunlardır (191):

### 1. Yapının modellenmesi ve elemanlara bölünmesi;

İlk aşamada, analiz uygulanacak yapının farklı yöntemler kullanılarak modellenmesi yapılmaktadır (196). Hazırlanan model elemanlara bölünmekte, bağlantı noktaları düğüm (node) ve tüm yapı ise ağ (mesh) olarak adlandırılmaktadır (191).

### 2. Analiz verilerinin yüklenmesi;

İkinci aşamada, modellemedeki farklı elemanların materyal özellikleri ve yükleme koşulları belirlenmektedir (191). Materyal özelliklerinde kullanılan veriler, elastisite modülü (Young's Modulus) ve poisson oranıdır (196).

### 3. Analizin özümlemesi;

Son aşamada, yön ve büyüklüğü belirlenmiş kuvvetin bilgisayar ortamında modele uygulanması ile gerilimler (stress), zorlanmalar (strain) ve yer değıştirmeler (deplasman) ölçülmektedir (197). Von Misses değeri, tüm yapıda meydana gelen makaslama kuvvetlerinin bileşkesidir ve aslında tüm yapıda oluşan stres değeri hakkında bilgi vermektedir (196).

FEA yönteminde; doğru kesit eldesi ve düğümlerdeki stresin tam değeriendirilmesi önem taşımaktadır. Çünkü elde edilen değerielerin diğeri örneklerle kıyaslaması sonucu anlamlı veriler sağlamalıdır (196).

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada, implant üstü restorasyonlarda CAD/CAM ile üretilen güncel seramikler ile farklı veneerleme yöntemlerinin kırılma dayanımları in-vitro olarak karşılaştırıldı ve FEA ile protez-dayanak-implant kompleksine ve kemiğe ilettikleri kuvvet analiz edildi. Çalışma Abant İzzet Baysal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından 2016.06.06.1039 proje numarası ile desteklenmiştir.

Araştırma, özel bir CAD/CAM laboratuvarında ve Abant İzzet Baysal Üniversitesi Bilimsel Endüstriyel ve Teknolojik Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde (BETUM) gerçekleştirildi.

#### 3.1. Kullanılan Materyaller

Çalışmada kullanılan materyaller, cihazlar ve bileşenleri Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 3.1:** Çalışmada kullanılan materyaller, cihazlar ve bileşenleri

| Kullanılan Materyaller, Cihazlar ve Bileşenleri | Üretici Firma                                  |
|-------------------------------------------------|------------------------------------------------|
| InEos Blue Dijital Tarayıcı                     | Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya |
| Cerec InLab V15.0 CAD/CAM yazılımı              | Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya |
| InLab MC XL CAD/CAM kazıma ünitesi              | Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya |
| InFire HTC speed Sinterizasyon fırını           | Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya |
| IPS Contrast Spray Labside                      | Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein        |
| inCoris ZI zirkonya blok                        | Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya |
| IPS e.max CAD seramik blok                      | Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein        |
| Vita Mark II seramik blok                       | Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya        |
| Vita Suprinity seramik blok                     | Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya        |

|                                                    |                                            |
|----------------------------------------------------|--------------------------------------------|
| IPS e.max CAD Crystall./Connect füzyon cam seramik | Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein    |
| IPS e.max Ceram üst yapı seramiği                  | Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein    |
| Vita VM 11 üst yapı seramiği                       | Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya    |
| Bisco Porcelain Etch Hidroflorik asit              | Bisco Dental Products, Schaumburg, IL, ABD |
| Monobond Plus Silan ajanı                          | Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein    |
| IPS e.max CAD Crystall./Glaze                      | Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein    |
| IPS e.max Ceram Glaze                              | Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein    |
| Vita Akzent Glaze                                  | Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya    |
| Panavia F 2.0 Rezin siman                          | Kuraray Medical Inc., Japonya              |
| Çinkofosfat siman                                  | Adhesor, Spofa-Dental, Çekoslovakya        |
| 50 µm Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> kumu          | Renfert GmbH, Hilzingen, Almanya           |
| Kumlama cihazı                                     | Bego easyblast, Bremen, Almanya            |
| Vibrasyon cihazı                                   | Rotaks-Dent, İstanbul, Türkiye             |
| VITA Vacumat 6000 M Kristalizasyon fırını          | Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya    |
| Programat P 300 Seramik fırını                     | Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein    |
| INSTRON 8801 Statik/dinamik test cihazı            | INSTRON Ltd., İngiltere                    |
| Olympus SZX10 stereomikroskop                      | Tokyo, Japonya                             |

### 3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

İmplant üstü tam seramik restorasyonlarda CAD/CAM ile üretilen güncel seramiklerin ve farklı veneerleme yöntemlerinin kırılma dayanımlarının karşılaştırıldığı 6 deney grubundan oluşan bu çalışmada her bir gruptaki örnek sayısı 12 olarak belirlendi ve toplam 72 örnek hazırlandı:

**Grup L-M:** lityum disilikat seramik (monolitik),

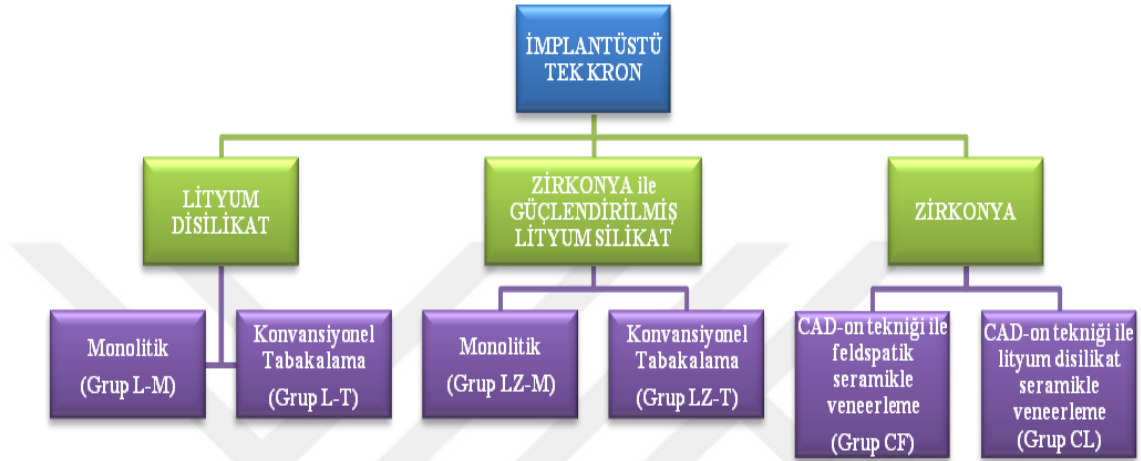
**Grup L-T:** lityum disilikat seramik (konvansiyonel tabakalama),

**Grup LZ-M:** zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (monolitik),

**Grup LZ-T:** zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (konvansiyonel tabakalama),

**Grup CF:** cad-on tekniği ile feldspatik seramikle veneerlenen zirkonya,

**Grup CL:** cad-on tekniği ile lityum disilikat seramikle veneerlenen zirkonya



**Şekil 3.1. Deney gruplarının şeması**

Çalışmada iki farklı cam seramik materyali monolitik olarak ve alt yapıda kullanılmak üzere CAD/CAM’de üretildi. Grup L-T’ de lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) alt yapı olarak kullanıldı ve nanoflorapatit esaslı seramik (IPS e-max ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile konvansiyonel tabakalama uygulandı. Grup LZ-T’ de zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) alt yapı olarak kullanıldı ve feldspatik esaslı seramik (Vita VM-11, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ile konvansiyonel tabakalama uygulandı. Alt yapıda kullanılan bir diğer materyal zirkonya, iki farklı CAD/CAM üretimli cam seramikle veneerlendi. Grup CF’de zirkonya alt yapı (inCoris ZI, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya), CAD/CAM üretimli feldspatik seramikle (Vita Mark 2, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya); grup CL’de ise zirkonya alt yapı (inCoris ZI, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya), CAD/CAM üretimli lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ile veneerlendi. Çalışmada kullanılan seramiklerin özellikleri Tablo 3.2’te, kimyasal içerikleri ise Tablo 3.3’te yer almaktadır.

**Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan seramiklerin özellikleri**

| Materyal                        | Seri No    | Isıl Genleşme Katsayısı             | Bükülme Direnci | Vickers Sertliği | Elastisite Modülü | Kırılma tokluğu            |
|---------------------------------|------------|-------------------------------------|-----------------|------------------|-------------------|----------------------------|
| inCoris ZI                      | 2015064812 | $11 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$   | >900 MPa        | -                | 210 GPa           | $5.8 \text{ MPa m}^{1/2}$  |
| IPS e.max CAD                   | V23471     | $10.2 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ | 360 MPa         | 5800 MPa         | 95 GPa            | $2.25 \text{ MPa m}^{1/2}$ |
| Vita Mark II                    | 49801      | $9.4 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$  | 154 MPa         | -                | 45 GPa            | -                          |
| Vita Suprinity                  | 58031      | $12.3 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ | 420 MPa         | 7000 MPa         | 65 GPa            | -                          |
| Vita VM 11                      | 49270      | $11.6 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ | 100 MPa         | -                | 65 GPa            | -                          |
| IPS e.max Ceram                 | V20719     | $9.5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$  | 90 MPa          | -                | 64 GPa            | -                          |
| IPS e.max CAD Crystall./Connect | S08649     | $9.5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$  | 160 MPa         | -                | 70 GPa            | -                          |

**Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan seramiklerin kimyasal içerikleri**

| Materyal                        | Kimyasal İçerik (% değerleri)                                                                                                                                                                                                                        |
|---------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| inCoris ZI                      | $\text{ZrO}_2 + \text{HfO}_2 + \text{Y}_2\text{O}_3 (\geq 99.0)$ , $\text{Y}_2\text{O}_3 (> 4.5 - \leq 6.0)$ , $\text{HfO}_2 (\leq 5)$ , $\text{Al}_2\text{O}_3 (\leq 0.5)$ , $\text{Fe}_2\text{O}_3 (\leq 0.3)$                                     |
| IPS e.max CAD                   | $\text{SiO}_2 (57-80)$ , $\text{Li}_2\text{O} (11-19)$ , $\text{K}_2\text{O} (0-13)$ , $\text{P}_2\text{O}_5 (0-11)$ , $\text{ZrO}_2 (0-8)$ , $\text{ZnO} (0-8)$ , $\text{Al}_2\text{O}_3 (0-5)$ , $\text{MgO} (0-5)$ , renklendirici oksitler (0-8) |
| Vita Mark II                    | $\text{SiO}_2 (56-64)$ , $\text{Al}_2\text{O}_3 (20-23)$ , $\text{Na}_2\text{O} (6-9)$ , $\text{K}_2\text{O} (6-8)$ , $\text{CaO} (0.3-0.6)$ , $\text{TiO}_2 (0-0.1)$                                                                                |
| Vita Suprinity                  | $\text{ZrO}_2 (8-12)$ , $\text{SiO}_2 (56-64)$ , $\text{Li}_2\text{O} (15-21)$ , $\text{La}_2\text{O}_3 (0.1)$ , pigmentler ( $< 10$ ), çeşitli ( $>10$ )                                                                                            |
| Vita VM 11                      | $\text{SiO}_2 (62-65)$ , $\text{Al}_2\text{O}_3 (8.5-12)$ , $\text{Na}_2\text{O} (5-7.5)$ , $\text{K}_2\text{O} (9-12)$ , $\text{CaO} (1-2)$ , $\text{ZrO}_2 (< 1)$ , $\text{B}_2\text{O}_3 (4-6)$                                                   |
| IPS e.max Ceram                 | $\text{SiO}_2 (60-65)$ , $\text{Al}_2\text{O}_3 (8-12)$ , $\text{Na}_2\text{O} (6-9)$ , $\text{K}_2\text{O} (6-8)$ , $\text{ZnO} (2-3)$ , $\text{CaO}$ , $\text{P}_2\text{O}_5$ ve F (2-6), diğer oksitler (2-8.5), pigmentler (0.1-1.5)             |
| IPS e.max CAD Crystall./Connect | Su, butandiol ve çinko klorür (11-30), Toz (70-90); $\text{SiO}_2 (50-65)$ , $\text{Al}_2\text{O}_3 (8-22)$ , $\text{Na}_2\text{O} (6-11)$ , $\text{K}_2\text{O} (4-8)$ , $\text{ZnO} (1-3)$ , diğer oksitler (5-17.5), pigmentler (0.1-3)           |

### 3.3. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada tüm deney grupları için 4.1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda kemik seviyesi implant (Hager & Meisinger GmbH, Almanya) kullanıldı (Fotoğraf 3.1.).



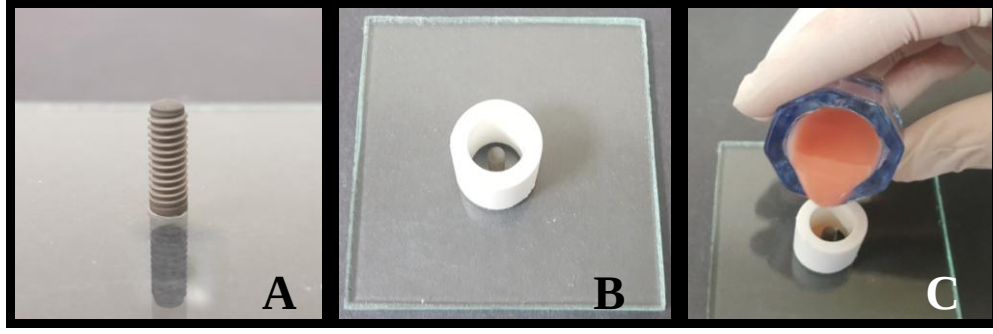
**Fotoğraf 3.1. Çalışmada kullanılan implant**

Dayanak olarak, implantlar ile uyumlu 5.0 mm çapında, 6 mm yüksekliğinde, 1 mm diş eti yüksekliğine sahip düz, titanyum prefabrike dayanaklar (seri no: A66756, Hager & Meisinger GmbH, Almanya) tercih edildi (Fotoğraf 3.2.). Dayanaklar üzerinde hiçbir aşındırma işlemi yapılmadı.



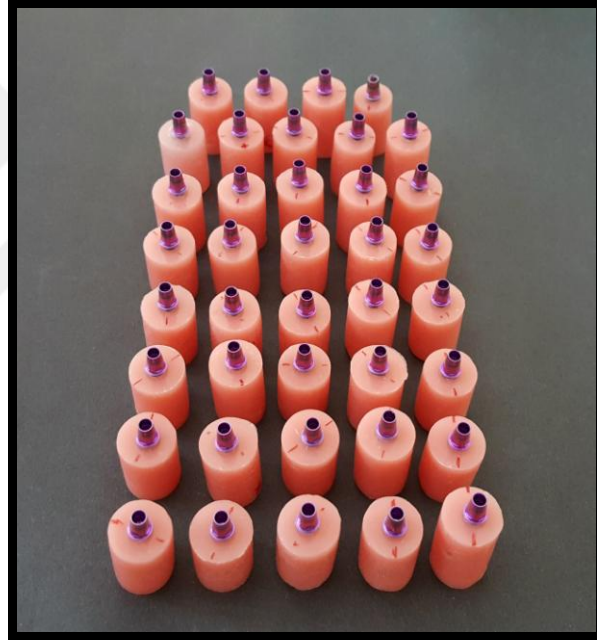
**Fotoğraf 3.2. Çalışmada kullanılan dayanak**

İmplantlar cam üzerine, yer düzlemine dik olarak yerleştirilip, sabitlendi. Akrilik rezin (Vertex-Dental BV, Zeist, Hollanda) 2 toz / 1 likid oranında karıştırılarak, plastik kalıplara (iç çapı: 13 mm) döküldü (Fotoğraf 3.3.).



**Fotoğraf 3.3. A. İmplantın sabitlenmesi B. Plastik kalıbın yerleştirilmesi C. Akriliğin dökülmesi**

Akrilik polimerizasyonunu takiben dayanaklar implantlara vidalandı. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda dayanaklara 35 Ncm’a kadar tork uygulandıktan sonra vida açıklıkları geçici dolgu maddesi ile kapatıldı.



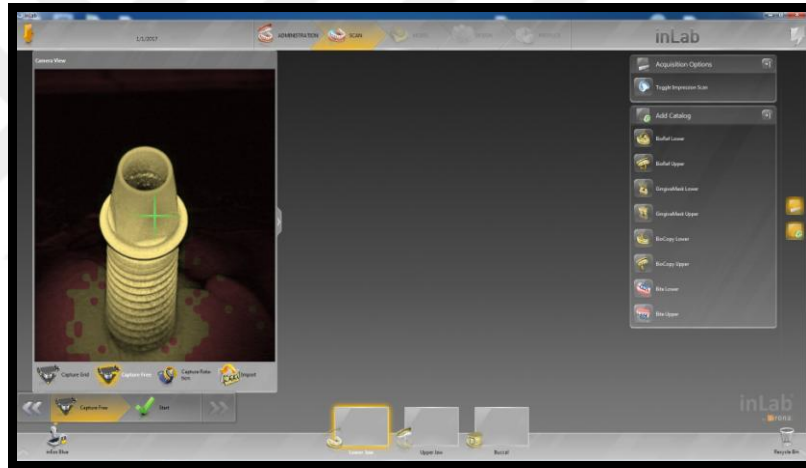
**Fotoğraf 3.4. Akrilik blok içerisinde implant-dayanak kompleksi**

### **3.4. Restorasyonların üretilmesi**

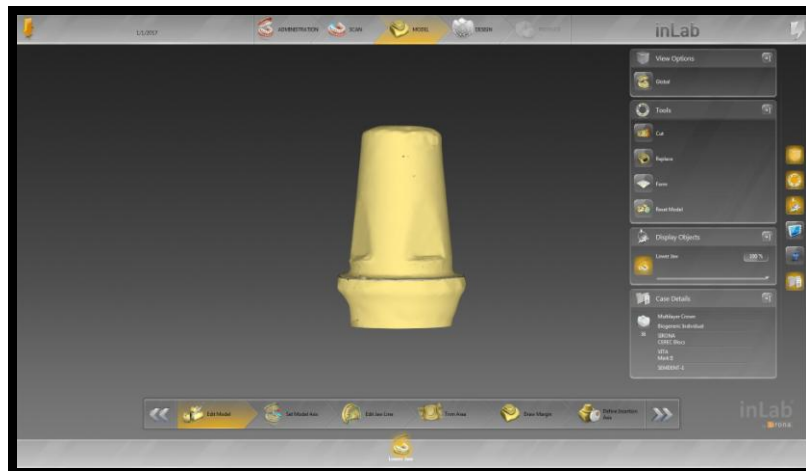
Optik ölçüsü alınacak dayanak yüzeyine kontrast sprej (IPS Contrast Spray Labside; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı. Dayanak optik okuyucunun (InEos Blue, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) alt tablasına bağlandı ve optik ölçü işlemi tamamlandı (Fotoğraf 3.5.)



Fotoğraf 3.5. A. Optik okuyucuya bağlanmış dayanak B. Optik ölçü alımı



Şekil 3.2. Dayanağın tarama görüntüsü

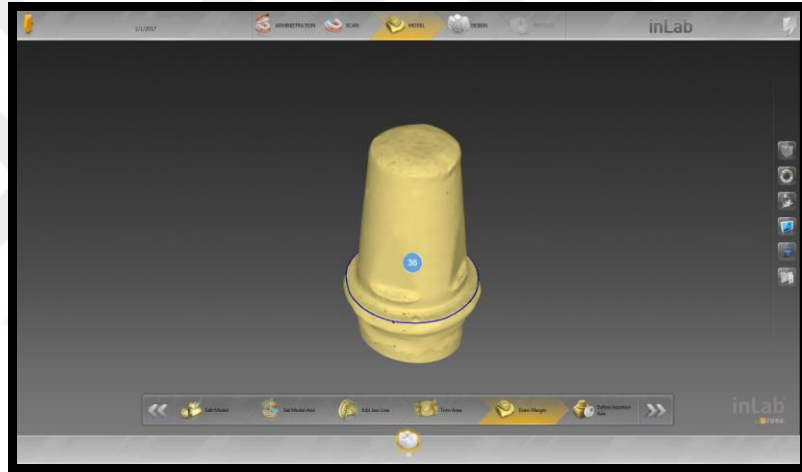


Şekil 3.3. Dayanağın tamamlanan optik ölçüsü

### 3.5. Monolitik Restorasyonların Üretimi

CAD/CAM yazılımında (Cerec InLab) restorasyon tipi olarak kron ve tasarım için alt sol birinci molar belirlendi. Aynı tasarımla tüm restorasyon grupları üretileceğinden tasarım tekniği olarak “multilayer” seçilerek, Grup L-M ve Grup LZ-M monolitik restorasyonlar için “unsplit” moduyla devam edildi.

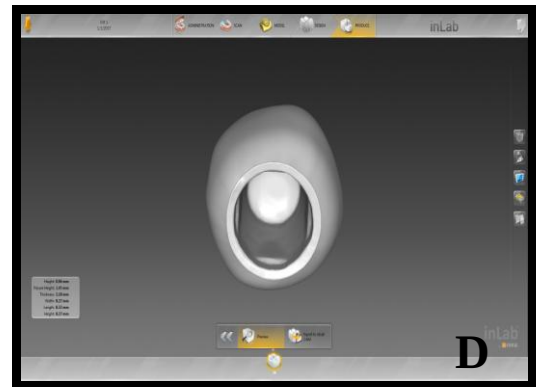
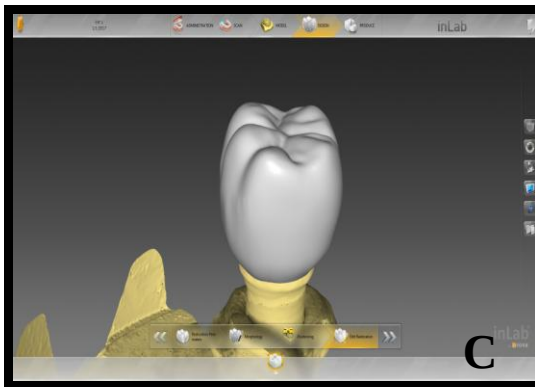
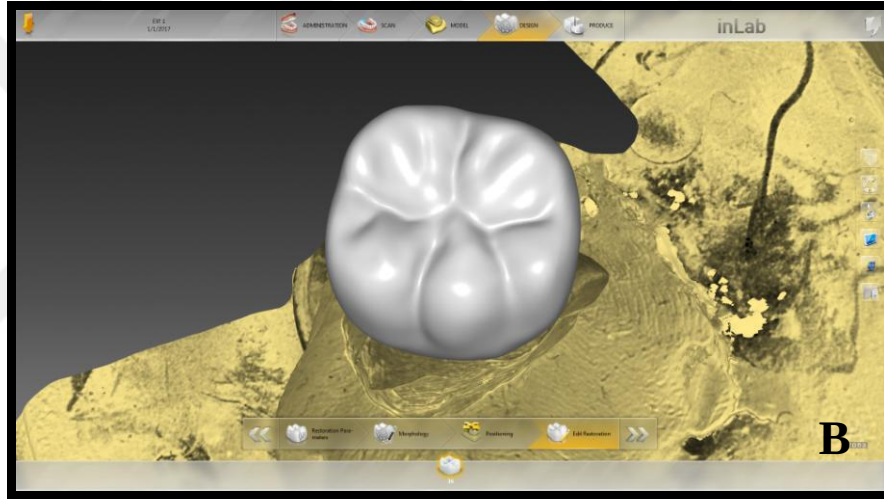
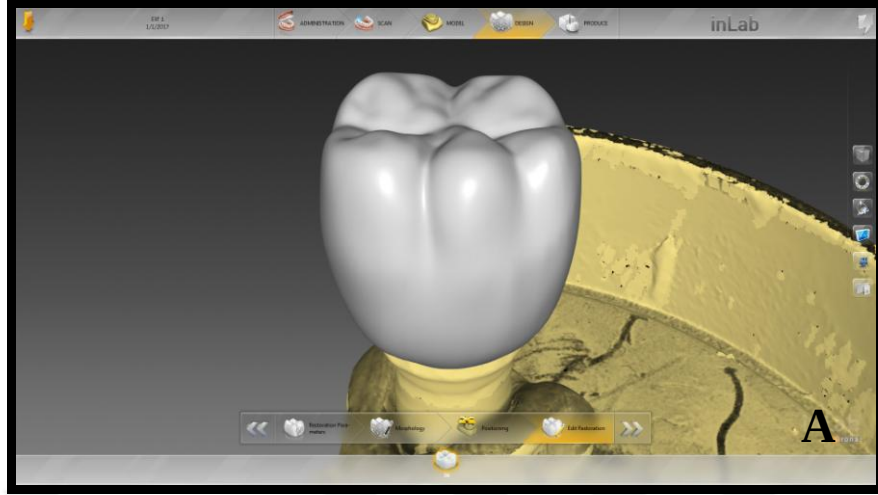
Grup L-M için lityum disilikat seramik (IPS e-max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve Grup LZ-M için zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) materyali seçildi. Siman boşluğu 40 µm olarak belirlendi ve dayanak üzerinde basamak sınırları işaretlendi.



Şekil 3.4. Dayanak üzerinde basamak sınırlarının belirlenmesi

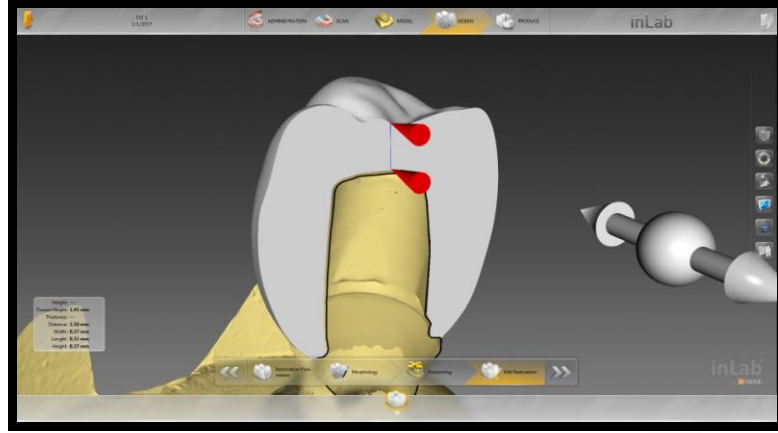


Şekil 3.5. Restorasyonun giriş yolunun belirlenmesi



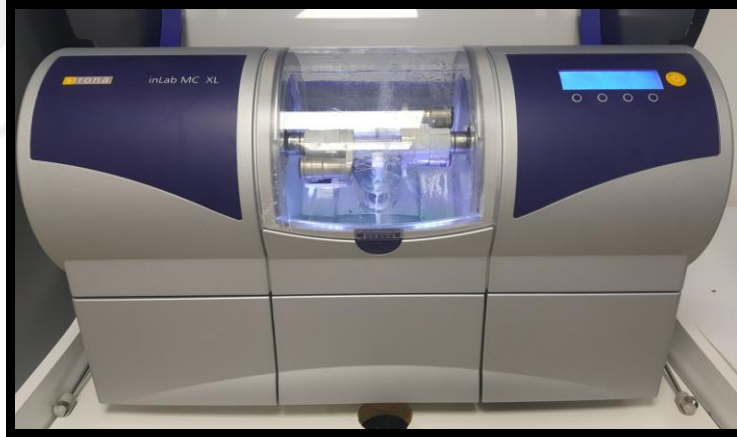
**Şekil 3.6. Tasarlanan restorasyonun A. Bukkal görünümü B. Okluzal görünümü C. Distal görünümü D. İç yüzey görünümü**

Sistem tarafından tasarlanan restorasyon üzerinde d¼zenleme yap¼lurarak, santral fossa alanında 1.5 mm t¼berk¼l tepelerinde 2 mm kalınlıkta olması sağlandı.

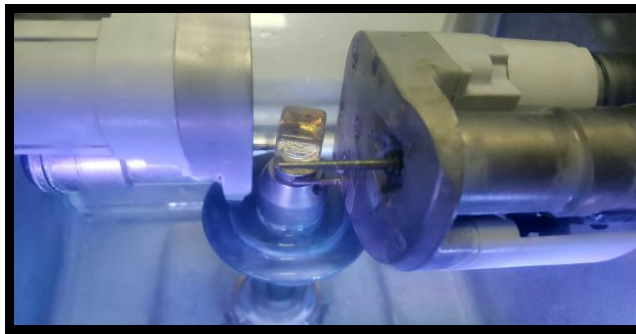


**Şekil 3.7. Restorasyon kalınlığının ayarlanması**

Tasarımı tamamlanan restorasyonlar kazıma ünitelerinde (InLab MC XL, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) üretildi.

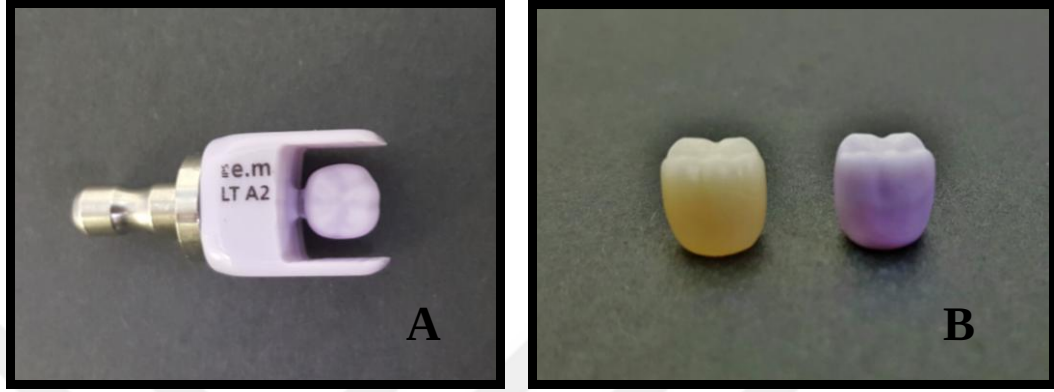


**Fotoğraf 3.6. Kazıma üniteleri InLab MC XL**



**Fotoğraf 3.7. Seramik bloktan kron restorasyonu kazınması**

Restorasyonlar ultrasonik temizleyicide temizlendi. Ardından her iki grubun üretici talimatları doğrultusunda (Tablo 3.4) akıcı kıvamda hazırlanan glazür fırça yardımıyla restorasyonlara uygulanarak glaze ve kristalizasyon fazını içeren kombine fırınlama gerçekleştirildi.



**Fotoğraf 3.8. A. Kazıması tamamlanmış lityum disilikat restorasyon, B. Kristalizasyon öncesi ve sonrası lityum disilikat seramik restorasyon**

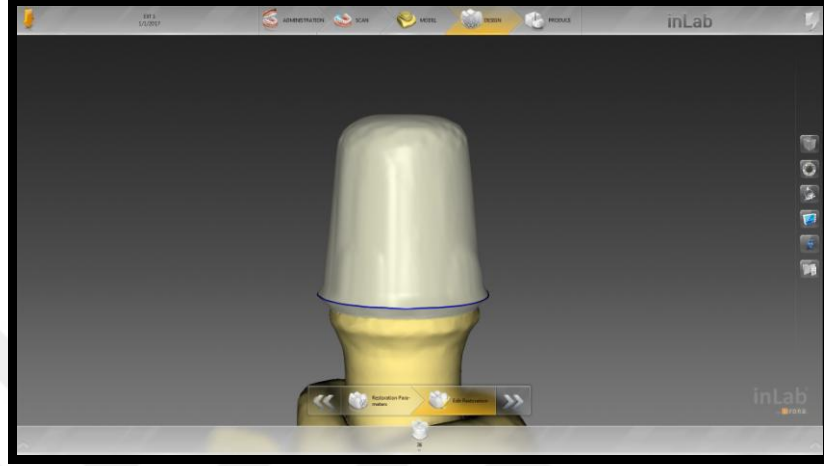
Grup L-M için, IPS e.max CAD glaze (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein); Grup LZ-M için, Vita Akzent Plus (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) glaze materyali uygulandı.

**Tablo 3.4. Grup L-M ve Grup LZ-M için glaze ve kristalizasyon kombine fırınlama süreleri ve sıcaklıkları**

|                                      | Başlangıç Sıcaklığı (°C) | Başlangıç Sıcaklığında Bekleme Süresi (dak.) | Dakikada sıcaklık artışı (°C/dak) | En Yüksek Sıcaklık (°C) | Vakum Başlangıcı (°C) | Vakum Bitişi (°C) |
|--------------------------------------|--------------------------|----------------------------------------------|-----------------------------------|-------------------------|-----------------------|-------------------|
| <b>IPS e.max CAD Crystall/ Glaze</b> | 403                      | 6                                            | 90                                | 840                     | 550                   | 840               |
| <b>Vita Akzent Plus</b>              | 400                      | 4                                            | 55                                | 840                     | 410                   | 840               |

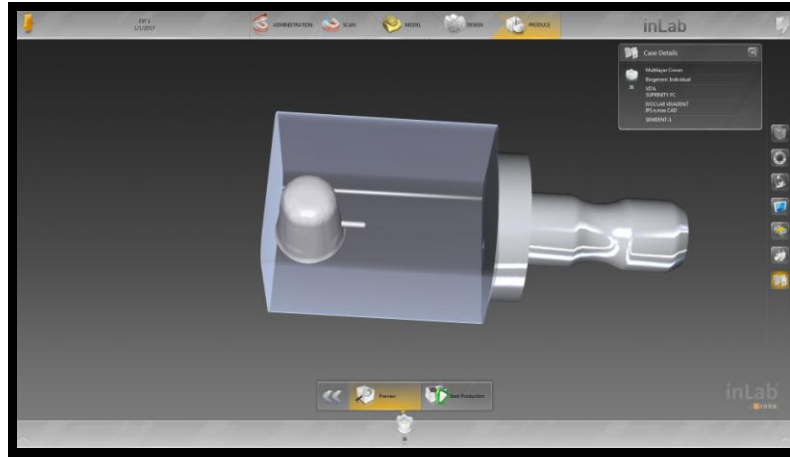
### 3.6. Konvansiyonel Tabakalama İçin Restorasyonların Üretimi

CAD/CAM yazılımında (Cerec InLab) tasarım tekniğinde belirlenen “multilayer” da “splint” modu seçilerek, 0.6 mm’lik alt yapı kalınlığı belirlendi (Şekil 3.7.)



Şekil 3.8. Tasarlanan alt yapı

Materyal seçiminde olarak Grup L-T için lityum disilikat seramik (IPS e-max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve Grup LZ-T için zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ayrı ayrı belirlenerek üretime gönderildi.



Şekil 3.9. Kazıma ünitesine gönderilen alt yapı tasarımı

Tasarlanan alt yapılar kazıma ünitesinde (InLab MC XL, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) üretildi. Prekristalize fazdaki alt yapılar

ultrasonik temizleyicide temizlendikten sonra kendi üretici talimatları doğrultusunda kristalizasyon için fırındı (Tablo 3.5.).



**Fotoğraf 3.9. Kazıması tamamlanan alt yapı**

**Tablo 3.5. Grup L-T ve Grup LZ-T için kristalizasyon fırınlama süreleri ve sıcaklıkları**

|                       | Başlangıç Sıcaklığı (°C) | Başlangıç Sıcaklığında Bekleme Süresi (dak.) | Dakikada sıcaklık artışı (°C/dak) | En Yüksek Sıcaklık (°C) | Vakum Başlangıcı (°C) | Vakum Bitişi (°C) |
|-----------------------|--------------------------|----------------------------------------------|-----------------------------------|-------------------------|-----------------------|-------------------|
| <b>IPS e.max CAD</b>  | 403                      | 6                                            | 90                                | 840                     | 550                   | 840               |
| <b>Vita Suprinity</b> | 400                      | 4                                            | 55                                | 840                     | 410                   | 840               |

Grup L-T’ de konvansiyonel tabakalama için nano-florapatit esaslı seramik (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanıldı. Tabakalama işlemine başlamadan önce üretici firmanın talimatları doğrultusunda astarlama işlemi yapıldı. Bu işlem için uygun oranlarda dentin seramik tozu, likit ile karıştırılıp (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ince bir tabaka halinde altyapılar üzerine uygulandı ve fırındı. Astarlama işleminden sonra uygun oranlarda karıştırılan dentin seramik tozu ve likiti (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) fırça yardımıyla altyapılar üzerine uygulanarak (Fotoğraf 3.10.), üretici talimatlarında belirtildiği gibi iki aşamalı dentin fırınlaması gerçekleştirildi (Tablo 3.6.).



**Fotoğraf 3.10. Grup L-T konvansiyonel tabakalama**

Monolitik restorasyonlardan elde edilen silikon kalıp ile fırınlama sonrası restorasyonlarda meydana gelebilecek boyutsal değişimler kontrol edilerek, gereken bölgelere porselen yığılarak tekrar fırınılandı.

**Tablo 3.6. Grup L-T için fırınlama süreleri ve sıcaklıkları**

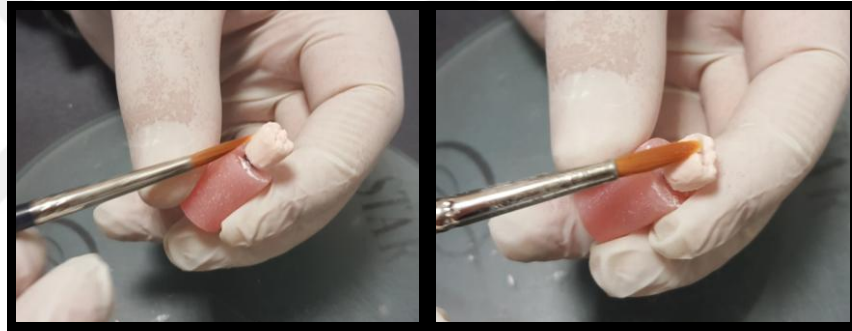
|                                            | Başlangıç Sıcaklığı (°C) | Başlangıç Sıcaklığında Bekleme Süresi (dak.) | Dakikada sıcaklık artışı (°C/dak) | En Yüksek Sıcaklık (°C) | Vakum Başlangıcı (°C) | Vakum Bitişi (°C) |
|--------------------------------------------|--------------------------|----------------------------------------------|-----------------------------------|-------------------------|-----------------------|-------------------|
| IPS e-max Ceram için astarlama fırınlaması | 403                      | 4                                            | 50                                | 750                     | 450                   | 749               |
| IPS e-max Ceram                            | 403                      | 4                                            | 50                                | 750                     | 450                   | 749               |
| IPS e-max Ceram Glaze                      | 403                      | 6                                            | 60                                | 725                     | 450                   | 724               |

Grup LZ-T’de konvansiyonel tabakalama için feldspatik esaslı seramik (Vita VM-11, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kullanıldı (Fotoğraf 3.11.).



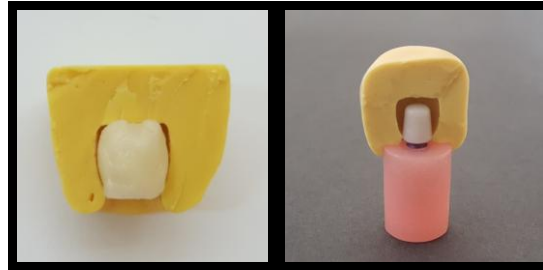
**Fotoğraf 3.11. Grup LZ-T’de kullanılan seramik materyal**

Tabakalama işleminde üretici talimatları doğrultusunda astarlama işlemi uygulanmaksızın, dentin seramik tozu ve likiti (Vita VM-11, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) uygun oranlarda karıştırılarak, fırça yardımıyla altyapılar üzerine uygulandı.



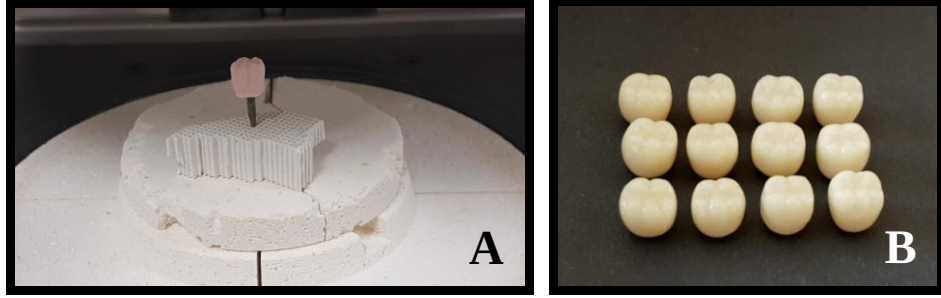
**Fotoğraf 3.12. Grup LZ-T konvansiyonel tabakalama**

Üretici talimatlarında dentin fırınlaması işleminin 2 aşamalı gerçekleştirilmesi zorunlu kılınmasa da standardizasyon için 2 kez fırınılandı (Tablo 3.7.). Fırınlama öncesi restorasyonlar Grup L-T’de olduğu gibi silikon kalıp ile kontrol edilerek gereken bölgelere porselen yığıldı (Fotoğraf 3.13.).



**Fotoğraf 3.13. Silikon kalıp**

Dentin fırınlaması tamamlandıktan sonra restorasyonlar üzerinde elmas frez ile yüzey düzeltme işlemleri (3000 devir/dak) yapıldı.



**Fotoğraf 3.14. A. Fırın içerisindeki restorasyon B. Bitmiş Grup LZ-T restorasyonları**



**Fotoğraf 3.15. Çalışmada kullanılan fırın**

Grup L-T için IPS e.max Ceram Glaze seramiği (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein); Grup LZ-T için Vita Akzent Plus glaze seramiği (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) uygulandı ve restorasyonlar bitirildi.



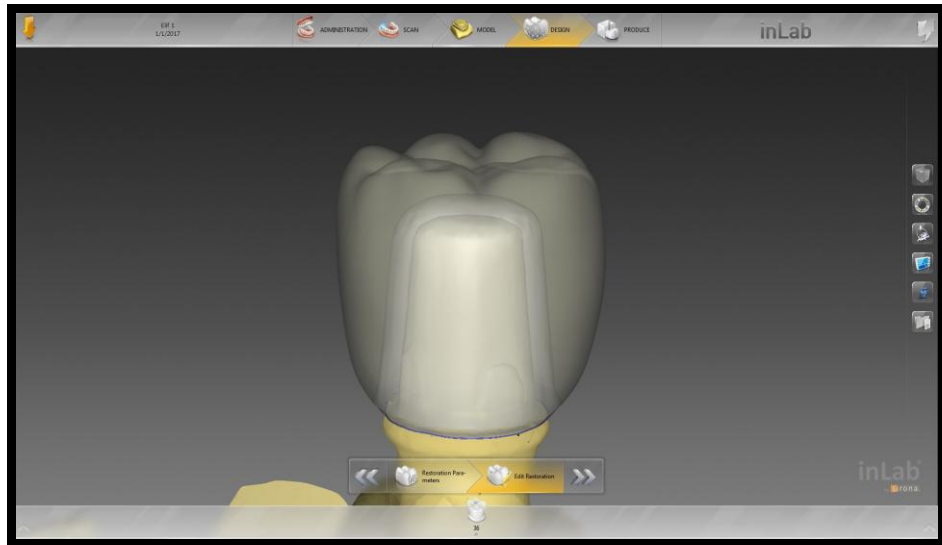
**Fotoğraf 3.16. Çalışmada kullanılan glaze materyalleri**

**Tablo 3.7. Grup LZ-T için fırınlama süreleri ve sıcaklıkları**

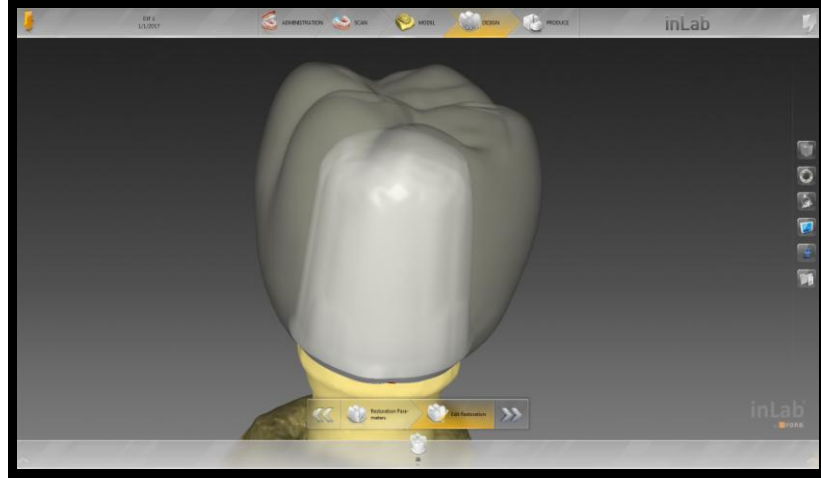
|                         | Başlangıç Sıcaklığı (°C) | Başlangıç Sıcaklığında Bekleme Süresi (dak.) | Dakikada sıcaklık artışı (°C/dak) | En Yüksek Sıcaklık (°C) | Bekleme Süresi (dak.) | Vakum Süresi (dak.) |
|-------------------------|--------------------------|----------------------------------------------|-----------------------------------|-------------------------|-----------------------|---------------------|
| <b>Vita VM-11</b>       | 400                      | 6                                            | 55                                | 800                     | 1                     | 7:16                |
| <b>Vita Akzent Plus</b> | 400                      | 6                                            | 80                                | 800                     | 1                     | -                   |

### 3.7. CAD-on Tekniği İle Veneerleme İçin Restorasyonların Üretimi

CAD/CAM yazılımında (Cerec InLab) tasarım tekniğinde belirlenen “multilayer” da “splint” modu seçimiyle, tasarlanan restorasyonda alt yapı ve üst yapı ayrıldı. Standardizasyon için konvansiyonel tabakalamadaki 0.6 mm’lik alt yapı seçimiyle devam edildi. Her iki CAD-on grubu için alt yapıda zirkonya (inCoris ZI, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) seçildi. Alt yapı ve üst yapı arasındaki aralık 10 µm olarak belirlendi. Üst yapı seramiğinde Grup CL için, lityum disilikat seramik (IPS e-max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein); Grup CF için feldspatik seramik (Vita Mark 2, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) seçildi.

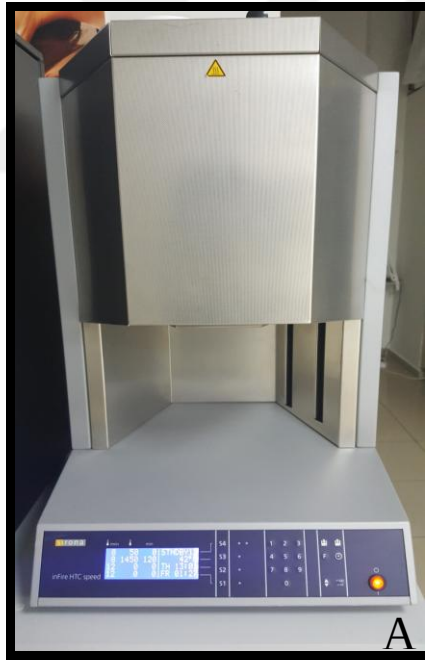


**Şekil 3.10. CAD-on tasarımı-katmanlı görünüm**



**Şekil 3.11. CAD-on tasarımı-zirkonya alt yapı ile**

Sinterizasyon büzülmesi nedeniyle sistem tarafından % 20-25 daha büyük tasarlanan alt yapılar, kazıma ünitesinde (InLab MC XL, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) üretildi.

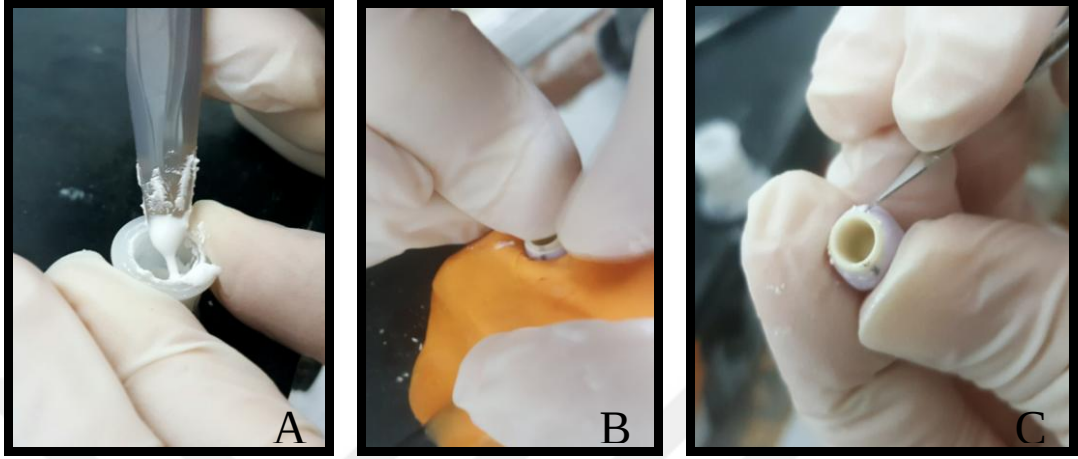


**Fotoğraf 3.17. A. Sinterizasyon fırını B. Sinterizasyon öncesi ve sonrası zirkonya alt yapı**

Elde edilen zirkonya altyapılar sinterizasyon fırınına (InFire HTC speed, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) yerleştirilerek, üretici talimatlarına uygun olarak yaklaşık 1500 °C' de 90 dakika sinterlendi (Fotoğraf



10 saniye tutuldu. Homojen yapı sağlandıktan sonra füzyon seramiği üstyapı iç yüzeyine uygulandı ve zirkonya altyapı ile üst yapı birleştirildi (Fotoğraf 3.19). Taşan materyal temizlendi ve restorasyonlar kristalizasyon için fırınılandı.



**Fotoğraf 3.19. A. Füzyon seramiği B. Füzyon seramiği uygulanarak birleştirilen vibratördeki alt yapı ve üst yapı C. Taşan seramiğin temizlenmesi**

Sonrasında akıcı kıvamda hazırlanan glazür (IPS e.max CAD Crystall./Glaze, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) fırça yardımıyla restorasyonlara uygulanarak glaze fırınlaması gerçekleştirildi.

Grup CF için feldspatik seramik üst yapılar (Vita Mark 2, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) CAM’de (InLab MC XL, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) üretildi. Elde edilen üst yapılar ultrasonik temizleyicide temizlendikten sonra alt yapılar ve üst yapılar arasındaki uyum kontrol edildi (Fotoğraf 3.20.).



**Fotoğraf 3.20. Grup CF alt yapı ve üst yapı**

Akıcı kıvamda hazırlanan glazür (Vita Akzent Plus, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) fırça yardımıyla restorasyonlara uygulanarak glaze fırınlaması gerçekleştirildi.

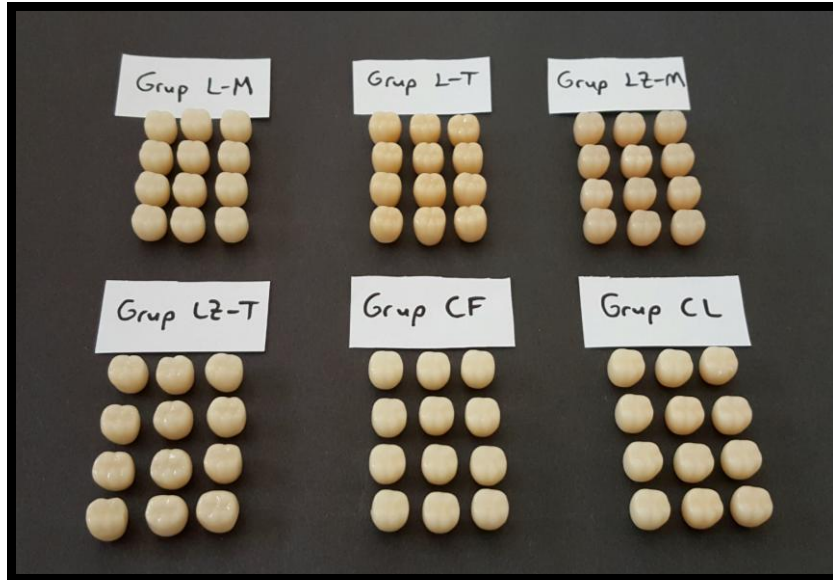


**Fotoğraf 3.21. Grup CF alt yapı ve üst yapı birleştirme işleminde kullanılan malzemeler**

Üretici talimatları doğrultusunda zirkonya altyapıların dış yüzeyleri 50  $\mu$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  (2.5 bar basınçta) ile kumlandı. Seramik üst yapının iç yüzeyine %4'lik hidroflorik asit (Bisco Porcelain Etch, Bisco Dental Products, Schaumburg, IL, ABD) 60 sn uygulandı. Hava-su spreyi ile yüzey asitten arındırılıp temizlendikten sonra silan (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı. Silan uygulamasını takiben ince bir tabaka dual-cure rezin siman (Panavia F 2.0, Kuraray Medical Inc., Japonya) ile alt yapının doğru konumda olmasına dikkat edilerek üst yapı alt yapıya simante edildi. Taşan siman aplikatör ile temizlenip ışık cihazı ile her yüzeyden ışınladı (Fotoğraf 3.22). Lastik frezler ile cila yapılarak restorasyonlar tamamlandı.



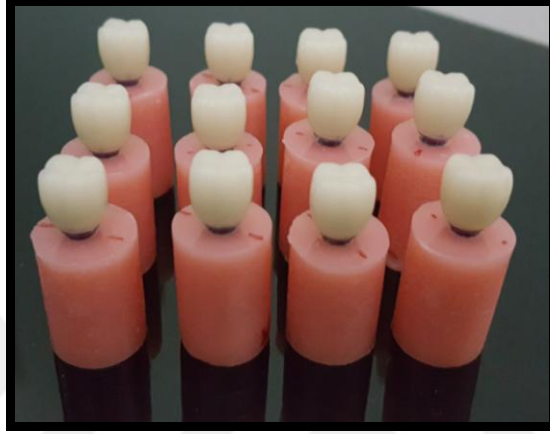
Fotoğraf 3.22. Grup CF alt yapı ve üst yapı birleştirme işlem aşamaları



Fotoğraf 3.23. Tüm grupların bitmiş restorasyonları

### 3.8. Simantasyon

Tamamlanan 72 adet restorasyonun iç yüzeyine çinkofosfat siman (Adhesor, Spofa-Dental, Çekoslovakya) uygulanarak, dayanaklara 3 kg'lık statik yük altında simante edildi. Taşan siman el aleti ile temizlendi. Simante edilen kronlar, % 100 nem içeren 37°C etüvde en az 24 saat olmak üzere mekanik testlerin uygulanmasına kadar bekletildi.



Fotoğraf 3.24. Simante edilmiş restorasyonlar

### 3.9. Kırılma Dayanım Testinin Uygulanması

Akrilik bloklara gömülü, dayanağa simante restorasyonların kırılma dayanım testi Abant İzzet Baysal Üniversitesi Bilimsel Endüstriyel ve Teknolojik Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde (BETUM) gerçekleştirildi. Kırıcı uç 5 mm çapında ve kronun okluzal fossası ile 3-nokta teması sağlayacak şekilde paslanmaz çelikten elde edildi. Metal tutucu parçaya sabitlenen restorasyonlar ile kırıcı uç arasına, uygulanacak olan kuvvetin daha geniş alana dağılması amacıyla artikülasyon kağıdı (80 µm'lik) yerleştirildi ve kuvvet 0.5 mm/dk hızla uygulandı. Örneklerin kırılma anı, statik/dinamik test cihazına (Instron 8801, INSTRON Ltd, İngiltere) bağlı bilgisayar programı (Bluehill yazılımı) tarafından ani düşüş olarak belirlendi ve o noktadaki değerler kaydedildi.



Fotoğraf 3.25. Kırılma dayanım testi uygulaması

### 3.10. Kırık Yüzeylerin İncelenmesi

#### 3.10.1. Fraktografik Analiz

Kırılma dayanımı testi sonrasında, her bir restoratif materyal chipping, delaminasyon ve kitlesel kırılma şeklinde değerlendirildi.

#### 3.10.2. Stereomikroskop İncelemesi

Kitlesel kırılma görülen L-M, L-T, LZ-M, LZ-T ve CL'den alınan kırık parçalar stereomikroskopta (Olympus SZX10, Tokyo, Japonya) incelendi.

### 3.11. Dayanakların İncelenmesi

Kırılma dayanımı testi sonrası, okluzal vida gevşemesi ve dayanak deformasyonları belirlendi, deforme olan dayanakların bulunduğu bazı örneklerden radyograf alındı.

### 3.12. Sonlu Elemanlar Analiz Testi (FEA)

Bir hastanın mandibulasına ait CT (computed tomography) görüntülerinden Materialise Mimics (versiyon 17, Materialise, Leuven, Belçika) yazılımı ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu model “.stl” olarak kaydedildi.

Dayanak ve implantın CAD/CAM sisteminin optik okuyucusunda (InEos Blue, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) elde edilen dijital verisi “.stl” formatında kaydedildi. Cerec InLab yazılımında tasarlanan restorasyonların verileri de “.stl” formatında dışa aktarıldı ve kaydedildi. Tüm “.stl” dataları Hypermesh (versiyon 2013, Altair Hyperworks, Troy, MI, ABD) yazılımı içine alındı ve kemik datası ile birleştirildi. Kemik, implant, abutment ve tüm yapılar 4 nodlu tetrahedral elemanlar ile modellendi. Model L-M, LZ-M, L-T ve LZ-T için 126810 nod (düğüm noktası) 697260 eleman kullanıldı. Model CL ve CF için ise 129559 nod 713234 eleman kullanıldı. Her bir materyalin fiziksel özellikleri (elastisite modülü ve poisson oranı) sisteme girilerek modellemeler tamamlandı.

Abaqus yazılımında (versiyon 6-14.1) 6 farklı restorasyonun her birine, kron merkezinde 3 noktadan (kırılma dayanım testi esnasında kırıcı ucun temasta olduğu okluzal sırtlardan) 100'er N'dan toplam 300 N yükleme yapıldı. Dayanak, implantta oluşan Von Misses, kron restorasyonunda Pmax: çekme gerilimi ve Von Misses, kemik için ise, buna ilaveten Pmin: baskı gerilimi ve stres dağılımları belirlendi.

**Tablo 3.8. FEA testinde yer alan materyallerin özellikleri (referansları ile)**

|                                         | Elastisite modulu (GPa) | Poisson oranı |
|-----------------------------------------|-------------------------|---------------|
| <b>E.max CAD (14)</b>                   | 95                      | 0.20          |
| <b>Vita Suprinity (198)</b>             | 65                      | 0.23          |
| <b>InCoris ZI (14)</b>                  | 210                     | 0.26          |
| <b>Vita Mark II (199)</b>               | 45                      | 0.21          |
| <b>Vita VM 11*</b>                      | 65                      | 0.23          |
| <b>E.max Ceram (200)</b>                | 64                      | 0.23          |
| <b>E.max CAD Crystall./Connect (14)</b> | 70                      | 0.21          |
| <b>Panavia F2.0 (14)</b>                | 18.6                    | 0.28          |
| <b>İmplant ve dayanak (201)</b>         | 114                     | 0.34          |
| <b>Kortikal kemik (201)</b>             | 13.7                    | 0.3           |
| <b>Spongioz kemik(201)</b>              | 1                       | 0.3           |

\* Üretici firma Vita Zahnfabrik'ten edinilmiştir.

### **3.13. İstatiksel Analiz**

Analizlerde SPSS 24.0 for Windows (SPSS Inc, Chicago, ABD) paket programı kullanıldı. Kolmogorov-Smirnov normallik testinin yanı sıra, değişkenlerin homojenliği için Levene testi uygulandı. Grup içi analizde tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanılırken, gruplar arası veriler Post Hoc Tukey HSD Testi ile analiz edildi. Hipotez kontrolleri  $\alpha=0.05$  önem seviyesinde gerçekleştirildi.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Kırılma Dayanım Test Sonuçları

Çalışmada CAD/CAM ile üretilen farklı seramiklerden elde edilen ve farklı veneerleme yöntemleri uygulanan implant üstü kronlara ait (Grup L-M: lityum disilikat seramik (monolitik), Grup L-T: lityum disilikat seramik (konvansiyonel tabakalama), Grup LZ-M: zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (monolitik), Grup LZ-T: zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (konvansiyonel tabakalama), Grup CF: cad-on tekniği ile feldspatik seramikle veneerlenen zirkonya, Grup CL: cad-on tekniği ile lityum disilikat seramikle veneerlenen zirkonya) kırılma dayanımı değerleri (KD) tablo 4.1’ de gösterilmiştir. Grup CL’de kırılma dayanımı testi esnasında 1 adet dayanak, kuvvet uygulanabilirliğini sonlandıracak şekilde deforme olduğundan, test sonlandırıldı. Bu nedenle toplam 11 adet kron üzerinden değerlendirme yapıldı.

**Tablo 4.1. Gruplara ait kırılma dayanım değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri**

| Grup              | N  | Ortalama (N) | St. Sapma | Minimum | Maximum |
|-------------------|----|--------------|-----------|---------|---------|
| L-M <sup>a</sup>  | 12 | 2891,88      | 410,12    | 2079,74 | 3486,96 |
| L-T <sup>b</sup>  | 12 | 2077,37      | 356,59    | 1220,96 | 2493,39 |
| LZ-M <sup>b</sup> | 12 | 1750,28      | 314,96    | 1084,36 | 2163,95 |
| LZ-T <sup>b</sup> | 12 | 2202,55      | 503,14    | 1292,20 | 2912,81 |
| CF <sup>b</sup>   | 12 | 2085,91      | 555,61    | 1182,99 | 3224,60 |
| CL <sup>c</sup>   | 11 | 4649,22      | 733,42    | 3351,78 | 5390,54 |

Kolmogorov-Smirnov testi sonucunda  $p > 0.05$  olduğundan verilerin normal dağılım gösterdiği belirlendi. Değişkenlerin homojenliği için uygulanan Levene testi ile ( $p = 0.055 > 0.05$ ) verilerin homojen dağılım gösterdiği belirlenerek, grup içi analizde ANOVA kullanıldı. ANOVA testi sonucu  $p = 0.000 < 0.05$  olduğundan grupların ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulundu. Bu nedenle gruplar arası farklılığı tespit etmek için Tukey HSD testi uygulandı ve Grup L-M ve Grup CL ile tüm gruplar arasında anlamlı fark varken, Grup L-T, Grup LZ-M, Grup LZ-T ve Grup CF arasında anlamlı fark bulunamadı.

Tablo 4.2. ANOVA testi sonucu

|               | Kareler toplamı | Serbestlik derecesi | Kareler toplamının ortalaması | F      | Sig. |
|---------------|-----------------|---------------------|-------------------------------|--------|------|
| Gruplar arası | 64197621,24     | 5                   | 12839524,25                   | 52,489 | ,000 |
| Gruplar içi   | 15899818,66     | 65                  | 244612,595                    |        |      |
| Toplam        | 80097439,90     | 70                  |                               |        |      |

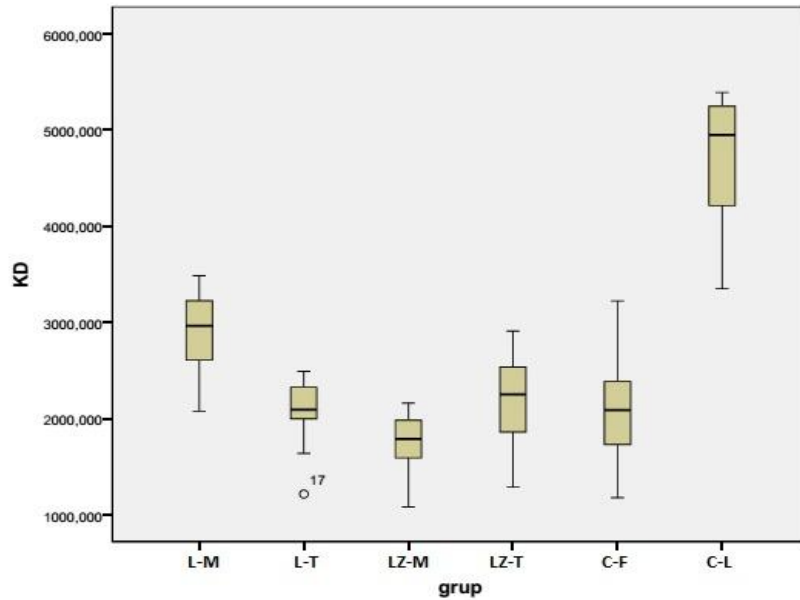
Tablo 4.3. Gruplar arasında KD değerlerinin karşılaştırılması

|           | (I) Grup | (J) Grup | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig.  |
|-----------|----------|----------|-----------------------|------------|-------|
| Tukey HSD | L-M      | L-T      | 814,512500*           | 201,912768 | ,002  |
|           |          | LZ-M     | 1141,601667*          | 201,912768 | ,000  |
|           |          | LZ-T     | 689,327500*           | 201,912768 | ,014  |
|           |          | C-F      | 805,970000*           | 201,912768 | ,002  |
|           |          | C-L      | -1757,34053*          | 206,450700 | ,000  |
|           | L-T      | L-M      | -814,512500*          | 201,912768 | ,002  |
|           |          | LZ-M     | 327,089167            | 201,912768 | ,589  |
|           |          | LZ-T     | -125,185000           | 201,912768 | ,989  |
|           |          | C-F      | -8,542500             | 201,912768 | 1,000 |
|           |          | C-L      | -2571,85303*          | 206,450700 | ,000  |
|           | LZ-M     | L-M      | -1141,60167*          | 201,912768 | ,000  |
|           |          | L-T      | -327,089167           | 201,912768 | ,589  |
|           |          | LZ-T     | -452,274167           | 201,912768 | ,234  |
|           |          | C-F      | -335,631667           | 201,912768 | ,561  |
|           |          | C-L      | -2898,94220*          | 206,450700 | ,000  |
|           | LZ-T     | L-M      | -689,327500*          | 201,912768 | ,014  |
|           |          | L-T      | 125,185000            | 201,912768 | ,989  |
|           |          | LZ-M     | 452,274167            | 201,912768 | ,234  |
|           |          | C-F      | 116,642500            | 201,912768 | ,992  |
|           |          | C-L      | -2446,66803*          | 206,450700 | ,000  |
|           | C-F      | L-M      | -805,970000*          | 201,912768 | ,002  |
|           |          | L-T      | 8,542500              | 201,912768 | 1,000 |
|           |          | LZ-M     | 335,631667            | 201,912768 | ,561  |
|           |          | LZ-T     | -116,642500           | 201,912768 | ,992  |
|           |          | C-L      | -2563,31053*          | 206,450700 | ,000  |
|           | C-L      | L-M      | 1757,340530*          | 206,450700 | ,000  |
|           |          | L-T      | 2571,853030*          | 206,450700 | ,000  |
|           |          | LZ-M     | 2898,942197*          | 206,450700 | ,000  |
|           |          | LZ-T     | 2446,668030*          | 206,450700 | ,000  |
|           |          | C-F      | 2563,310530*          | 206,450700 | ,000  |

KD testi ( $N \pm SS$ ) için gruplar incelendiğinde Grup L-M ( $2891,88 \pm 410,12$ ) ve L-T ( $2077,37 \pm 356,59$ ) arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p = 0.002 < 0.05$ ) bulunmuştur. Lityum disilikat seramikte konvansiyonel tabakalama ile kırılma dayanımı azalmıştır. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikte konvansiyonel tabakalama kırılma dayanımı artırsa da; LZ-T ( $2202,55 \pm 503,14$ ) ve Grup LZ-M ( $1750,28 \pm 314,96$ ) arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsızdır ( $p = 0.234 > 0.05$ ). Cad-on gruplarına bakıldığında ise Grup CF ( $2085,91 \pm 555,61$ ) ve Grup CL ( $4649,22 \pm 733,42$ ) arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p = 0.000 < 0.05$ ).

Monolitik restorasyonlar (L-M ve LZ-M) değerlendirildiğinde  $p = 0.000 < 0.05$  olduğundan istatistiksel olarak fark anlamlı iken konvansiyonel tabakalanan restorasyonlar (L-T ve LZ-T) arasında  $p = 0.989 > 0.05$  olduğundan istatistiksel olarak fark anlamsızdır.

Altı grup arasında, en yüksek KD değeri Grup CL ( $4649,22 \pm 733,42$ )’de görülürken, en düşük KD değeri Grup LZ-M ( $1750,28 \pm 314,96$ )’de gözlemlenmiştir (Grafik 4.1).



**Grafik 4.1. Gruplara ait istatistiksel analiz sonuçlarının box plot grafiği ile gösterimi**

#### 4.1.1. Kırılma Dayanım Testi Sonrası Kırık Yüzeyleri ve Dayanak Değerlendirmesi

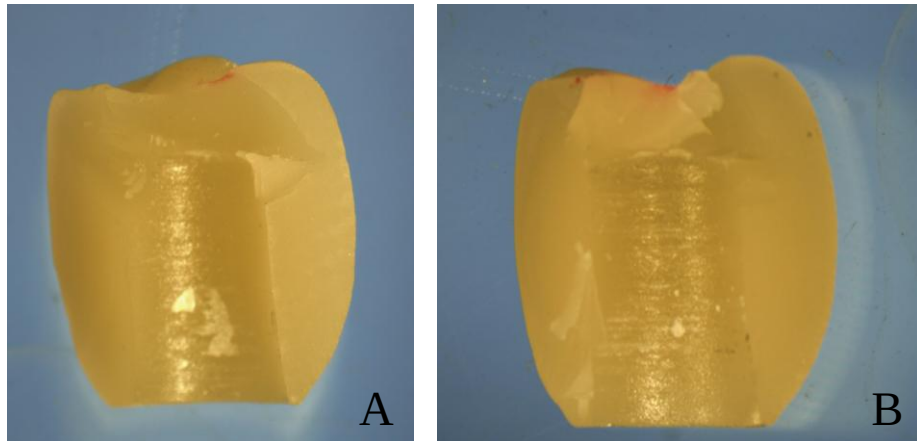
Tablo 4.4. Fraktografik analiz

|                | L-M | L-T | LZ-M | LZ-T | CF | CL |
|----------------|-----|-----|------|------|----|----|
| Chipping       | -   | -   | -    | -    | -  | -  |
| Delaminasyon   | -   | -   | -    | -    | 12 | 4  |
| Kitlesel kırık | 12  | 12  | 12   | 12   | -  | 8  |

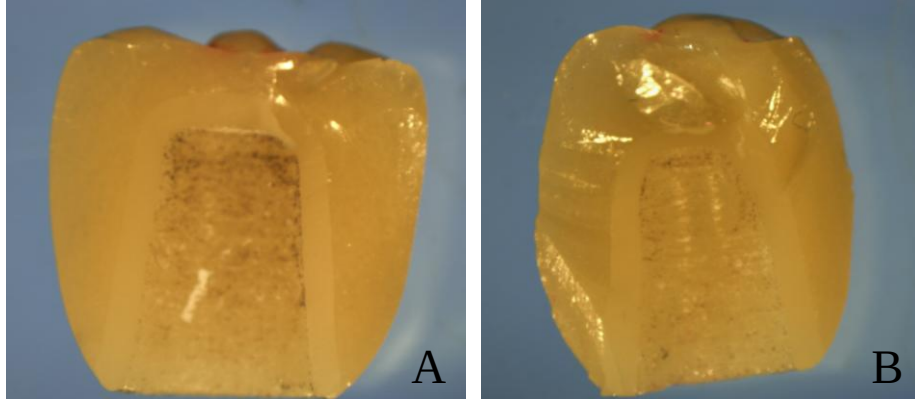
Tablo 4.5. Kırılma dayanım testi sonrası dayanak değerlendirme

|                        | L-M | L-T | LZ-M | LZ-T | CF | CL |
|------------------------|-----|-----|------|------|----|----|
| Okluzal vida gevşemesi | 5   | 2   | 1    | 5    | -  | 1  |
| Dayanak deformasyonu   | -   | -   | -    | -    | -  | 11 |

Grup L-M’ de kron restorasyonlarının tamamı kitlesel kırıldı. 5 adet numunede okluzal vida gevşemesi gözlemlendi. Grup L-T’ de Grup L-M’ye benzer şekilde kron restorasyonlarının tamamı kitlesel kırılırken, okluzal vida gevşemesi 2 adet numunede gözlemlendi.

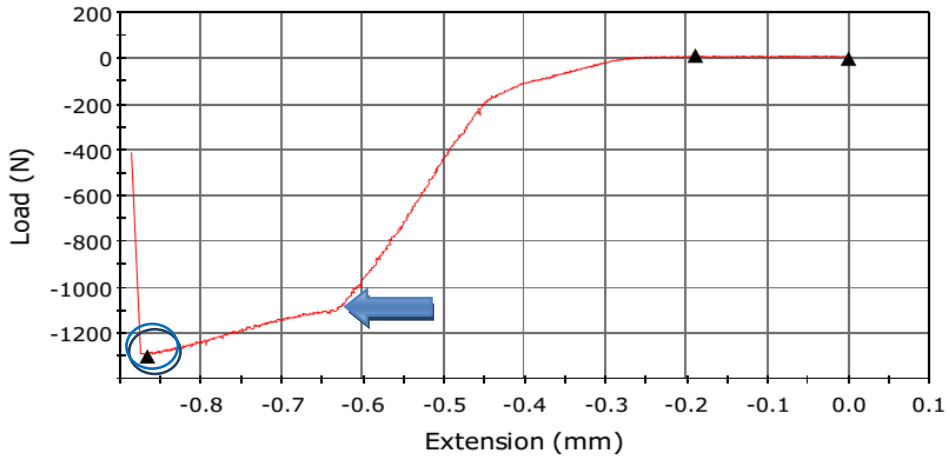


Şekil 4.1. A, B. Grup L-M stereomikroskop görüntüleri

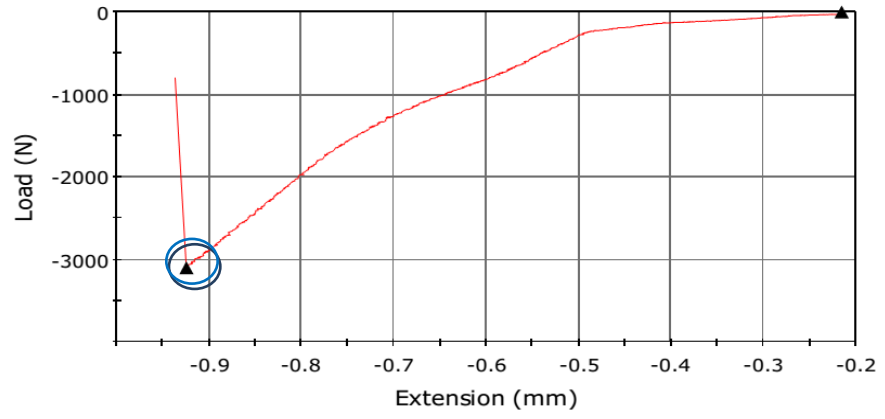


**Şekil 4.2. A, B. Grup L-T stereomikroskop görüntüleri**

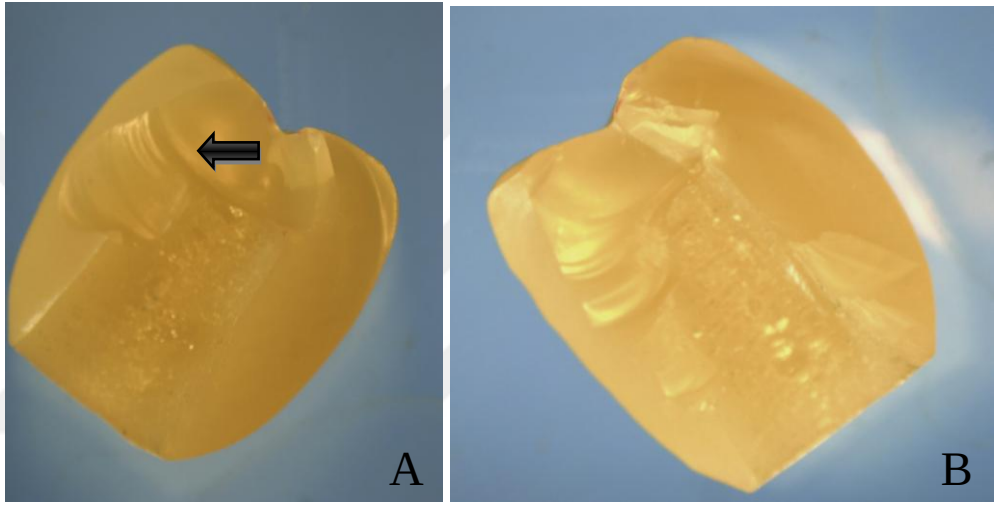
Grup LZ-M ve Grup LZ-T’de her iki grupta kitlesel kırıklar görülürken Grup LZ-M’ de yalnızca 1 numunede, Grup LZ-T’de 5 numunede okluzal vida gevşemesi görüldü. Grup LZ-M, Grup L-M’ye kıyasla daha düşük kuvvetlerde kırıldığından daha büyük parçalar halinde kitlesel kırıklar oluştu. LZ-M’ de görülen bir diğer farklılıkta kırılma dayanım testi uygulaması esnasındaki kuvvet grafiğinde olmuştur. Birçok restorasyonda kırılma öncesi kuvvet grafiğinde duraksama görülen tek grup olmuştur. Grafikteki duraksamanın ardından tekrar yükselen değerler ile kısa bir süre sonra kırılma gerçekleşmiştir (Grafik 4.2.).



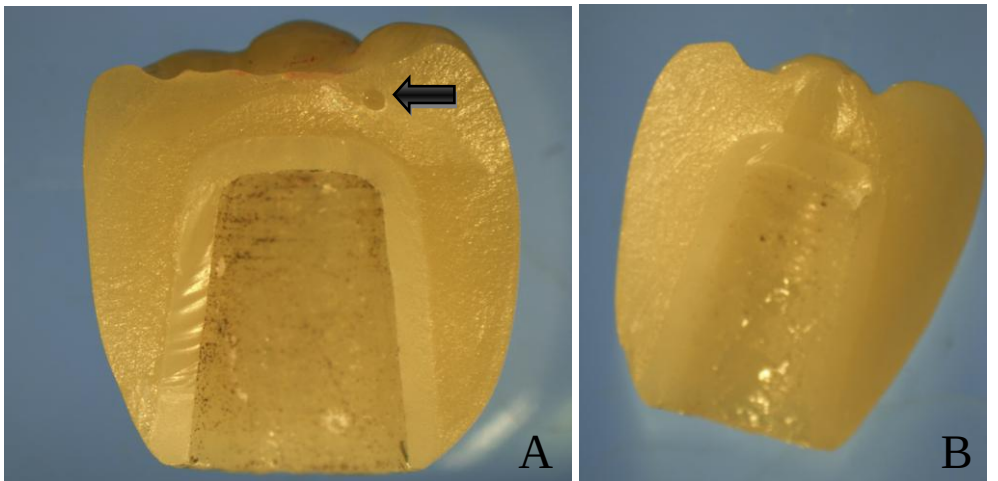
**Grafik 4.2. Grup LZ-M’ ye ait bir kırılma dayanım grafiği (mavi ok; kuvvette duraksama, mavi daire; kırılma anı)**



**Grafik 4.3. Grup L-M' ye ait bir kırılma dayanım grafiği**



**Şekil 4.3. A, B. Grup LZ-M stereomikroskop görüntüleri, siyah ok: L-M'den farklı koheziv kopma hattı**

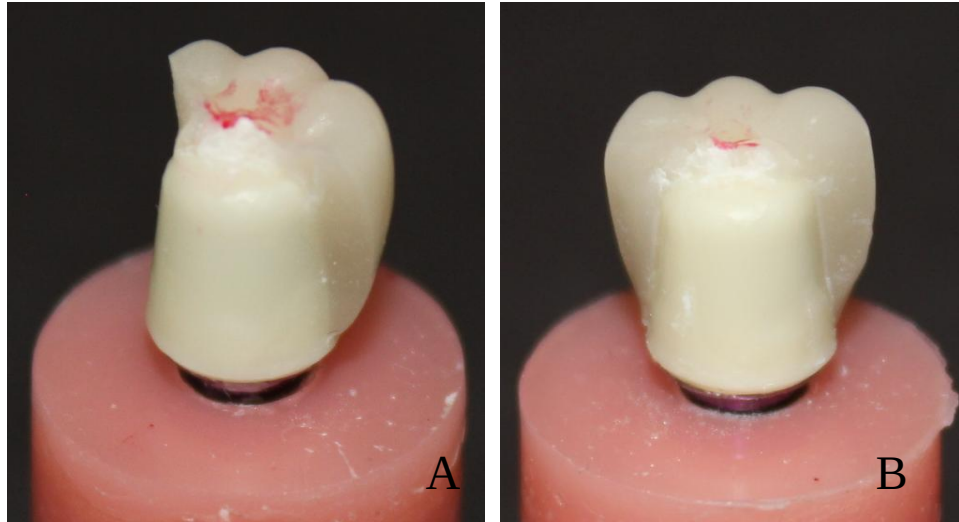


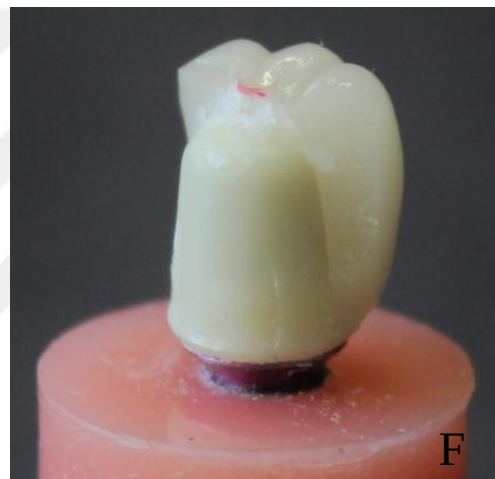
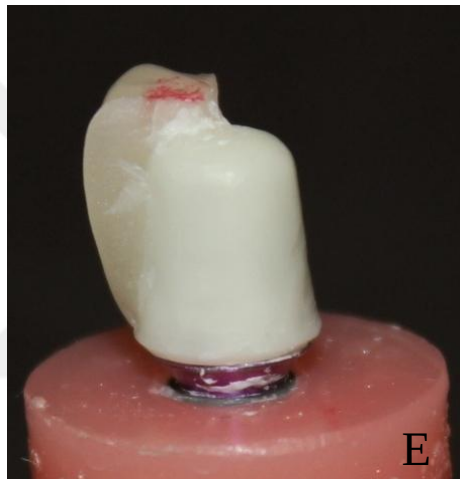
**Şekil 4.4. A, B. Grup LZ-T stereomikroskop görüntüleri (siyah ok: hava kabarcığı)**

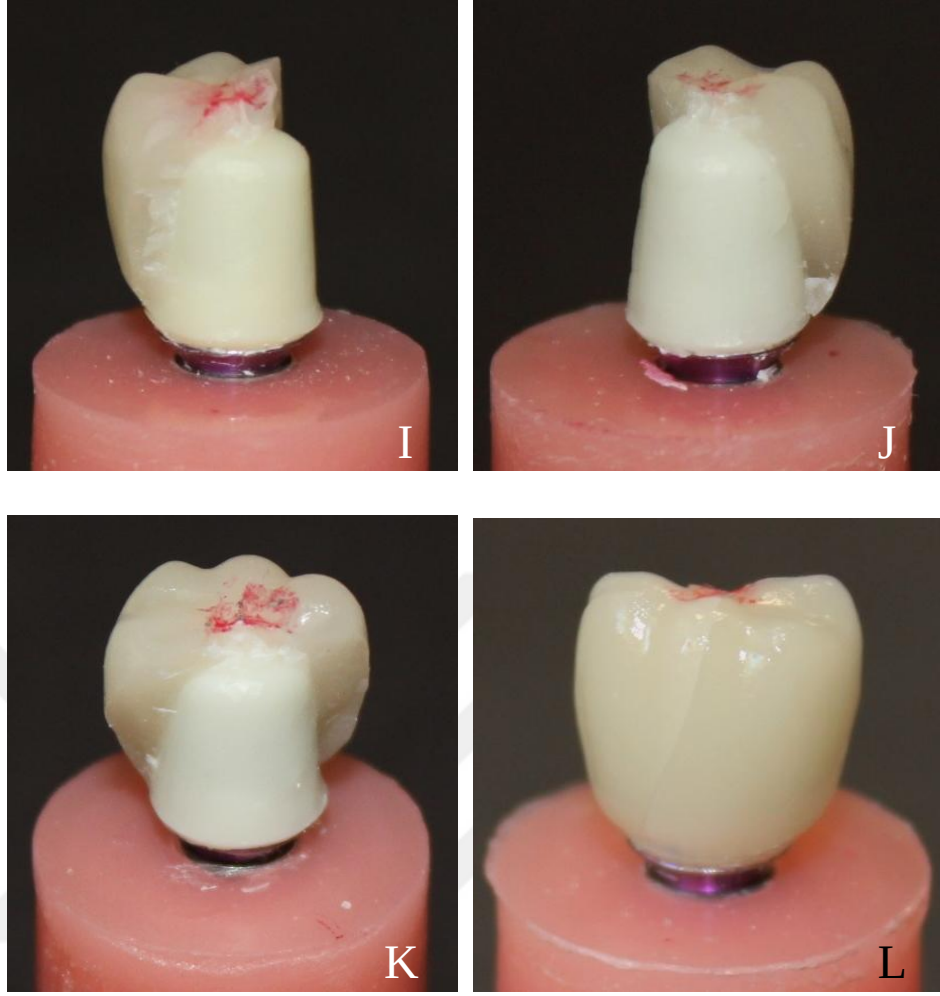
CF’de tüm restorasyonlarda delaminasyon görülmüştür. Hiçbir restorasyonda alt yapıda kırık görülmemiş, 4 adet restorasyonda alt yapıda çatlak görülmüştür. Grup CF’de hiçbir numunede vida gevşemesi görülmedi.



**Fotoğraf 4.1. Kırılma dayanım testi sonrası Grup CF**

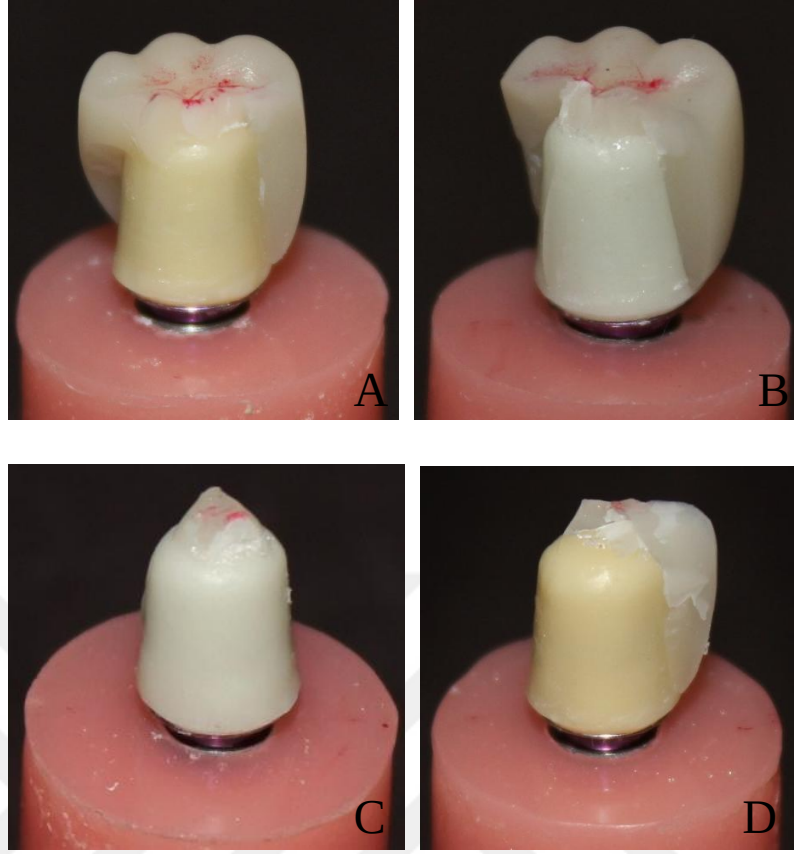






**Fotoğraf 4.2. A-L. Kırılma dayanım testi sonrası Grup CF**

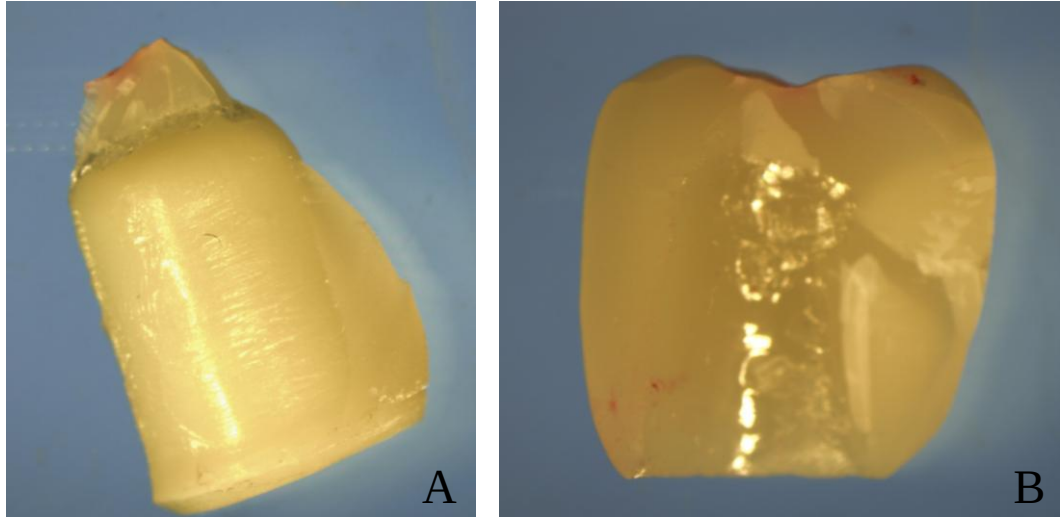
Grup CL’de 2 adet restorasyonda delaminasyon görülürken, 2 adet restorasyonda üst yapının tamamına yakını kırılarak, alt yapı açığa çıktı. Geri kalan 8 adet restorasyon ise kitlesel kırıldı. Kitlesel kırılan restorasyonlarda 1 tanesi hariç hepsinde alt yapı üst yapıdan ayrıldı.

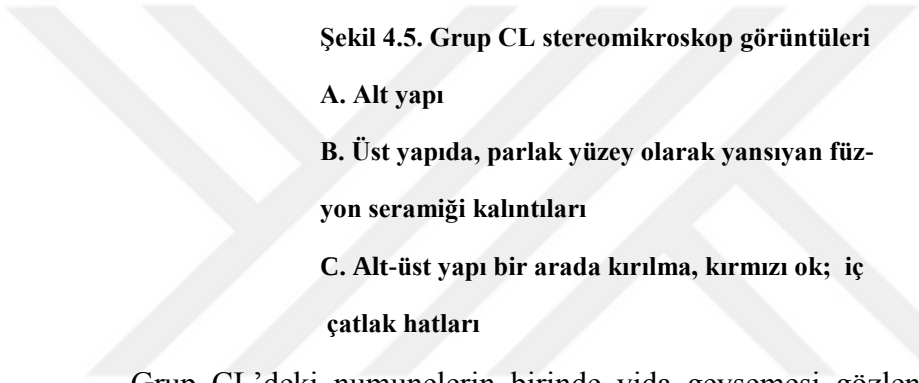


**Fotoğraf 4.3. Kırılma dayanım testi sonrası Grup CL**

**A, B. Delaminasyon görülen restorasyonlar**

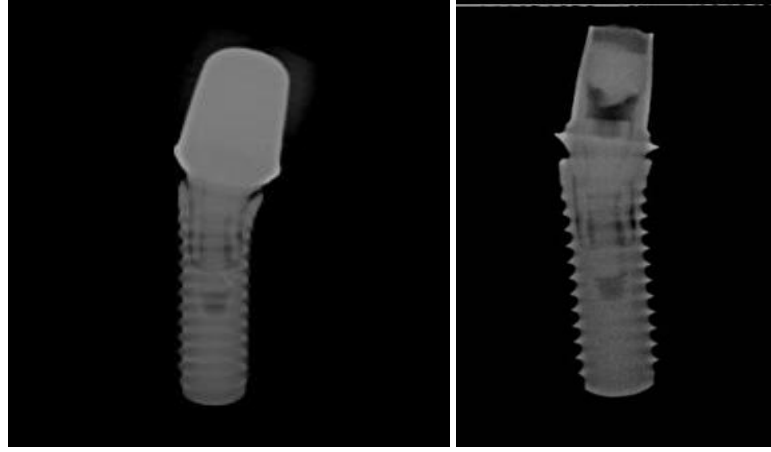
**C, D. Üst yapı seramiğinin tamamına yakını kırılan alt yapı,**





**C. Alt-üst yapı bir arada kırılma, kırmızı ok; iç  
çatlak hatları**

78



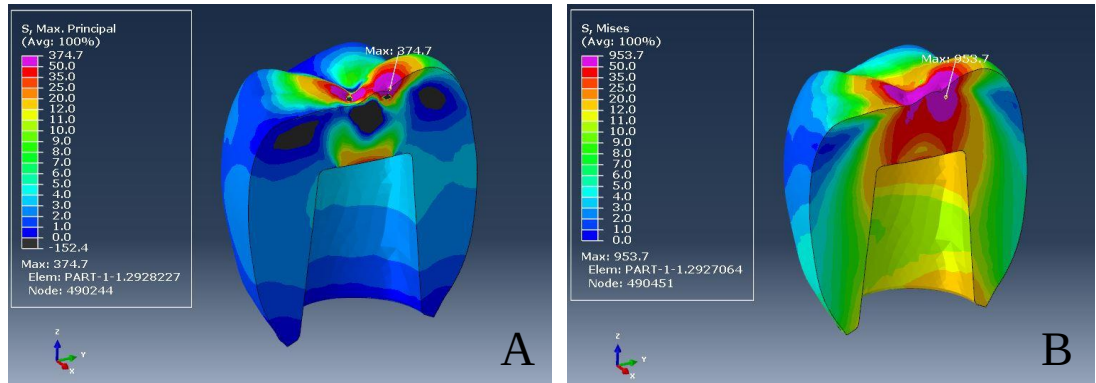
**Şekil 4.6. Grup CL deforme olan dayanak-implant radyografisi**

Kırık hattı oluk ve fossalar olmuştur. Az parçalı kırıklar bukko-lingual yönde santral fossa hizasından gerçekleşmiştir. Çoğunlukla tabakalı sistemlerde görülen chipping ise literatürle uyumlu şekilde cam seramik restorasyonlarda görülmemiştir.

Adeziv simantasyon uygulanmadığından dayanak ve restorasyon arasındaki bağlantı zayıftı. Bu nedenle de kitlesel kırıkların olduğu tüm restorasyonların hiçbirinde dayanak üzerinde seramik parça kalmadı.

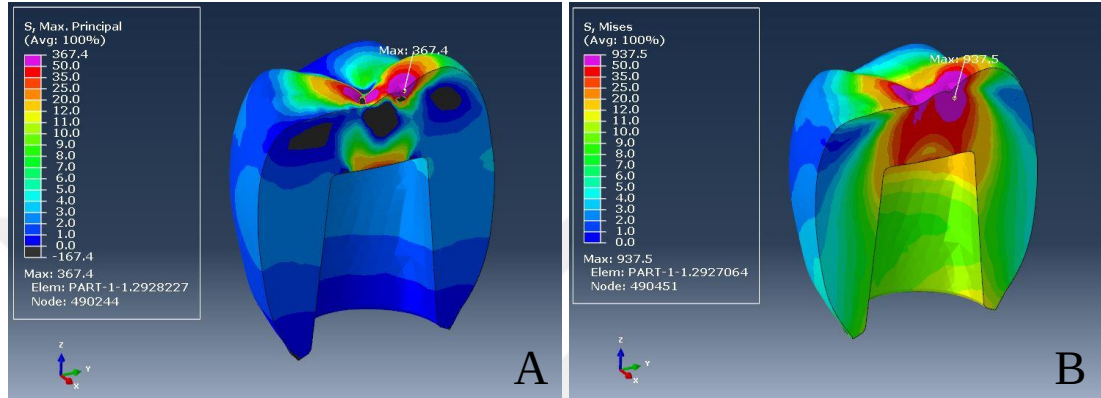
#### 4.2. Sonlu Elemanlar Analiz Testi Bulguları

Grup L-M'de kron restorasyonunda Pmax incelendiğinde; çekme gerilimlerinin yük uygulanan bölgede ve dayanağın koronalinde yoğunlaştığı görülmektedir. Belirlenen max. stres 374.7 MPa'dır. Von Misses streslerinin yük uygulanan bölgede yoğunlaştığı ve dayanağın koronaline kadar iletildiği görülmektedir.



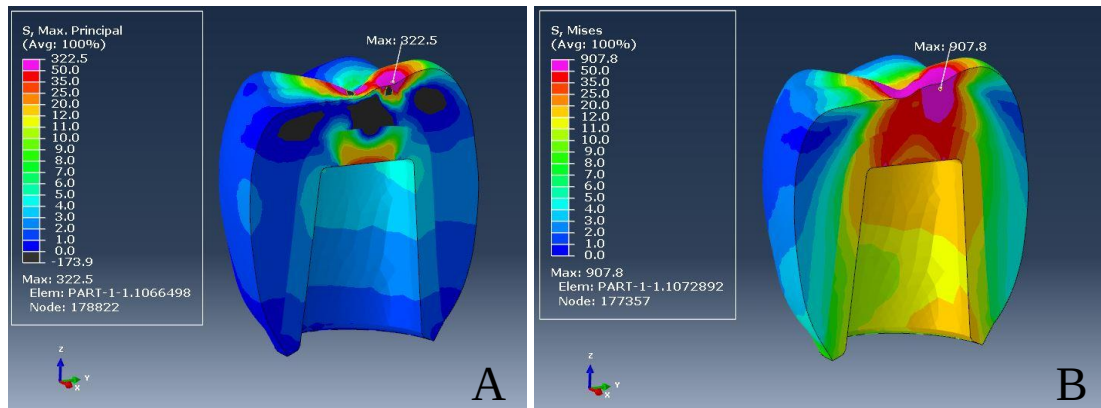
**Şekil 4.7. Grup L-M restorasyonu A. Pmax B. Von Misses stres dağılımı**

Grup LZ-M’de Pmax incelendiğinde; çekme gerilimlerinin yük uygulanan bölgede ve dayanağın koronalinde yoğunlaştığı görülmektedir. L-M’ye kıyasla dayanak koronalinin 1/3’lük bölümünde daha düşük yoğunlukta stres oluşumu gözlemlenmiştir. Belirlenen max. stres L-M’den daha düşük olmakla birlikte, 367.4 MPa’dır. Von Misses streslerinin L-M’ye benzer şekilde yük uygulanan bölgede yoğunlaştığı ve dayanağın koronaline kadar iletildiği görülmektedir.

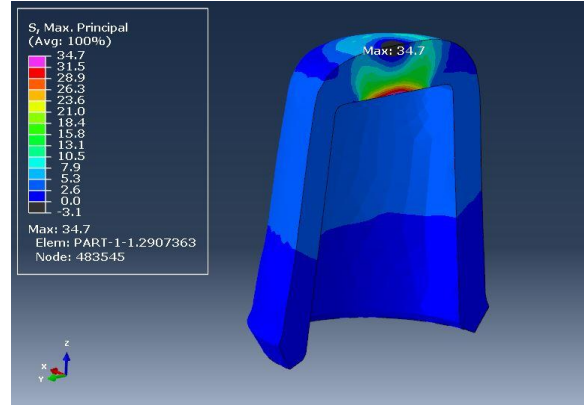


Şekil 4.8. Grup LZ-M restorasyonu A. Pmax B. Von Misses stres dağılımı

Grup L-T’de Pmax incelendiğinde; çekme gerilimlerinin üst yapı seramiğinde yoğunlaştığı ve alt yapıya iletilmediği görülmektedir. Belirlenen max. stres 322.5 MPa’dır. Öte yandan dayanağın koronalinde alt yapıda stres birikimi gözlemlenmektedir. Alt yapıdan alınan kesitte, en koronalinde 34.7 MPa lık bir stres birikimi belirlendi. Von Misses streslerinin yük uygulanan bölgede yoğunlaştığı ve alt yapıya kadar iletildiği görülmektedir.

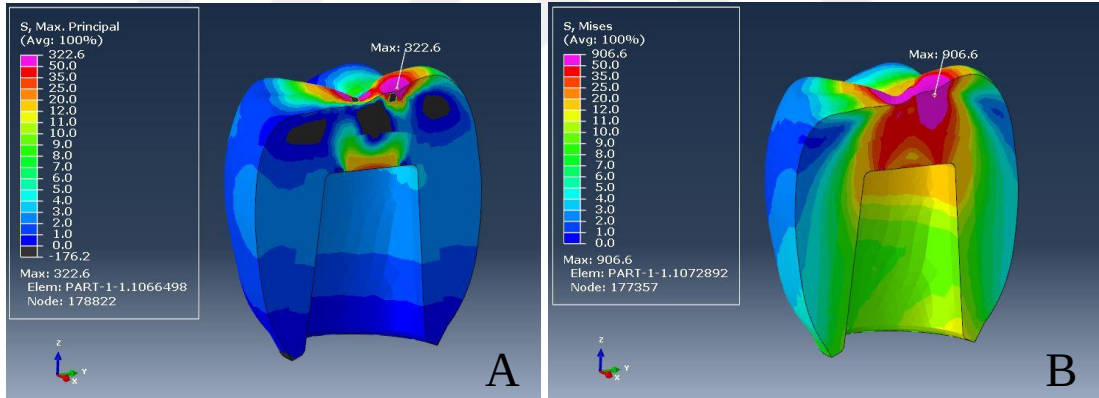


Şekil 4.9. Grup L-T restorasyonu A. Pmax B. Von Misses stres dağılımı

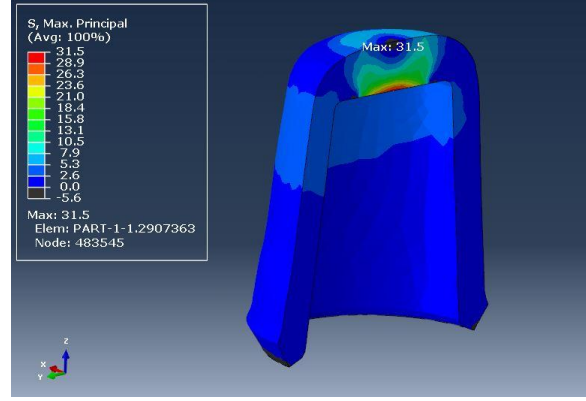


**Şekil 4.10. Grup L-T alt yapı Pmax stres dağılımı**

Grup LZ-T’de Pmax incelendiğinde; çekme gerilimlerinin üst yapı seramiğinde yoğunlaştığı ve alt yapıya iletilmediği görülmektedir. Belirlenen max. stres 322.6 MPa’dır. Öte yandan dayanağın koronalinde alt yapıda, L-T’den daha düşük yoğunlukta stres birikimi gözlemlenmektedir; alınan kesitte alt yapıda 31.5 MPa lık bir stres birikimi belirlendi. Von Misses streslerinin, L-T’ye benzer şekilde yük uygulanan bölgede yoğunlaştığı ve alt yapıya kadar iletildiği görülmektedir.

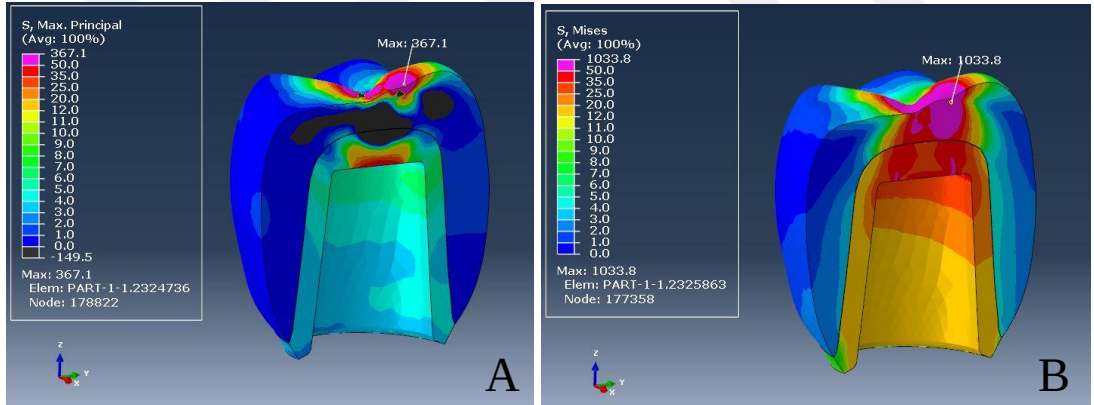


**Şekil 4.11. Grup LZ-T restorasyonu A. Pmax B. Von Misses stres dağılımı**

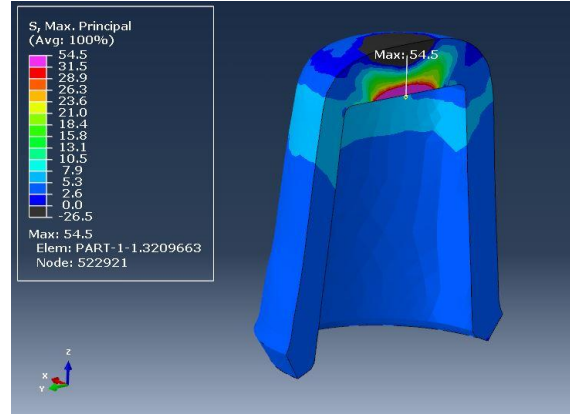


Şekil 4.12. Grup LZ-T alt yapı Pmax stres dağılımı

Grup CF' de çekme gerilimlerinin, Grup L-T ve LZ-T'ye kıyasla üst yapı seramiğinde daha yoğun biriktiği ve alt yapıya iletilmediği görülmektedir. Belirlenen max. stres 367.1 MPa'dır. Alt yapıda stres birikimi L-T ve LZ-T'de olduğu gibi dayanağın koronalinde, tüm gruplar içindeki en yüksek yoğunlukta max. 54.5 MPa olarak belirlendi. Von Misses streslerinin yük uygulanan bölgede yoğunlaştığı, L-T ve LZ-T'ye kıyasla yüksek yoğunlukta streslerin alt yapıya kadar ve alt yapı-üst yapı birleşimi alanından ziyade, alt yapı boyunca iletildiği görülmektedir.

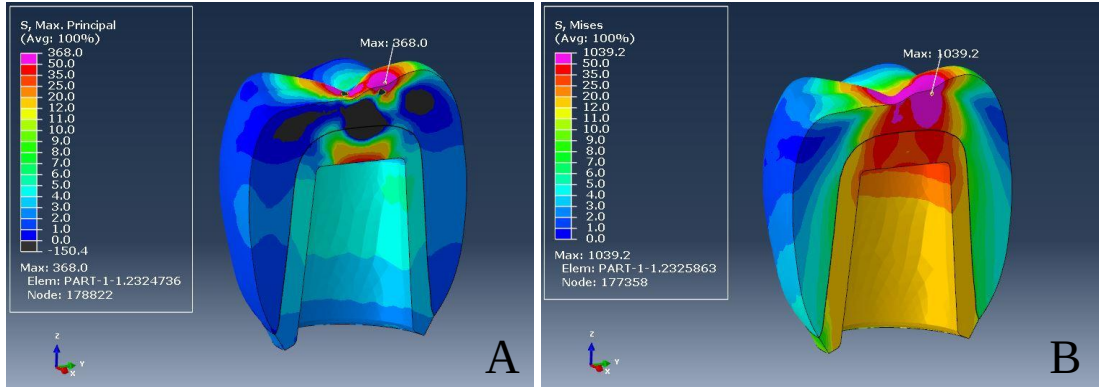


Şekil 4.13. Grup CF restorasyonu A. Pmax B. Von Misses stres dağılımı

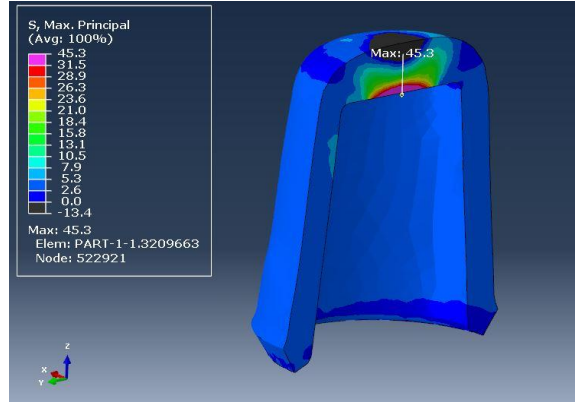


Şekil 4.14. Grup CF alt yapı Pmax stres dağılımı

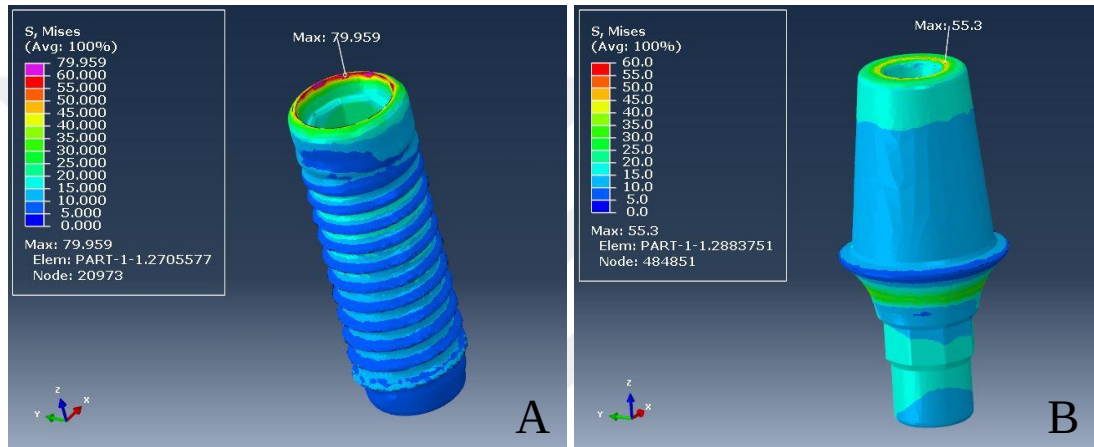
Grup CL’de çekme gerilimlerinin üst yapı seramiğinde yoğunlaştığı ve alt yapıya iletilmediği görülmektedir. Hesaplanan max. stres 368 MPa’dır. Dayanağın koronalinde alt yapıda stres birikimi gözlenirken, CF’den daha düşük olmakla birlikte max 45.3 MPa olarak belirlendi. Von Misses streslerinin yük uygulanan bölgede yoğunlaştığı, alt yapıda L-T ve LZ-T’ye kıyasla daha fazla stres iletimi görülse de yüksek yoğunluktaki streslerin CF’den daha koronalde sonlandığı görülmektedir. CF’ye kıyasla alt yapı ve üst yapı birleşimi alanında daha fazla stres birikimi görülmüştür.



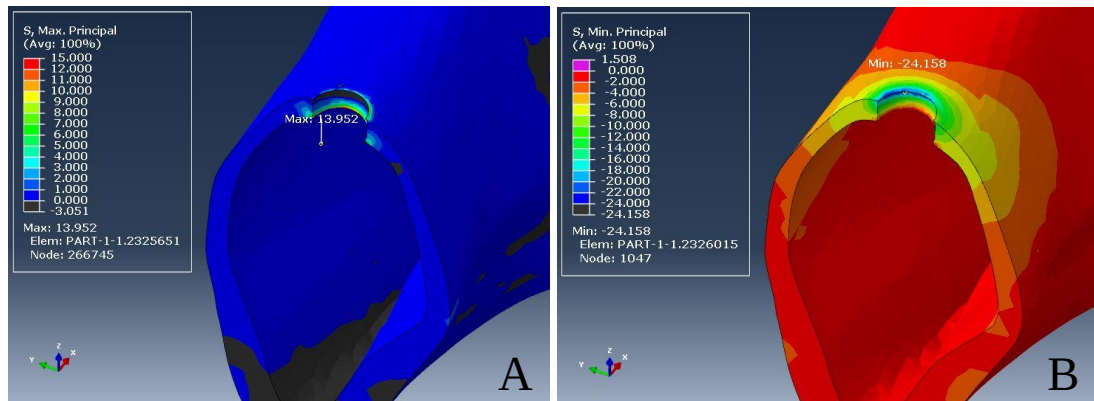
Şekil 4.15. Grup CL restorasyonu A. Pmax B. Von Misses stres dağılımı

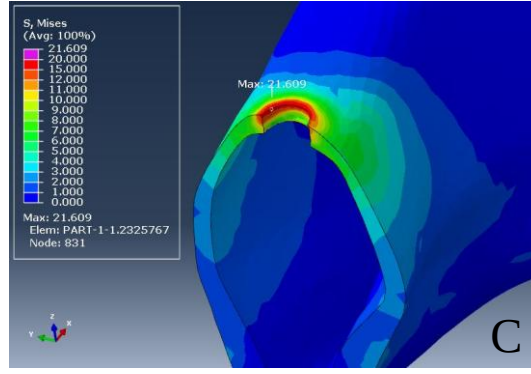


Şekil 4.16. Grup CL alt yapı Pmax stres dağılımı

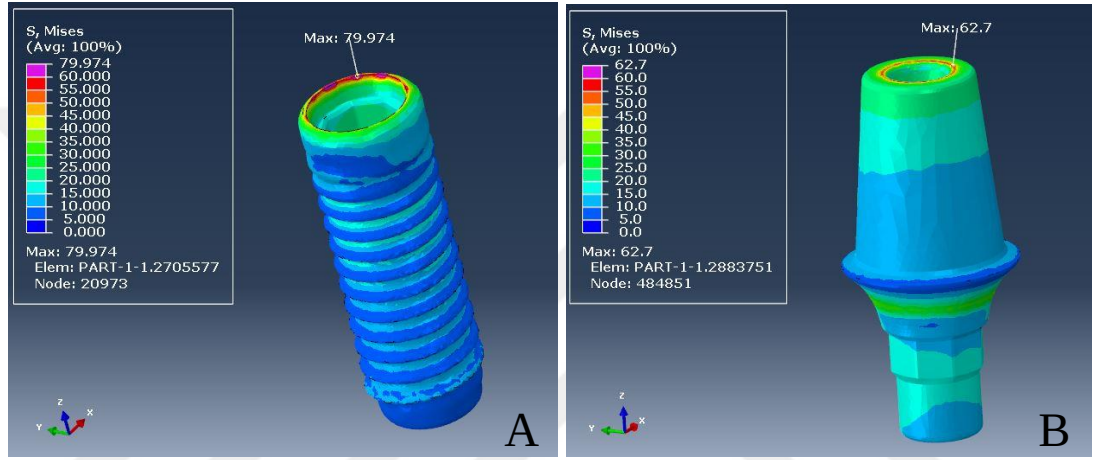


Şekil 4.17. Grup L-M Von Misses stres dağılımı A. İmplant B. Dayanak

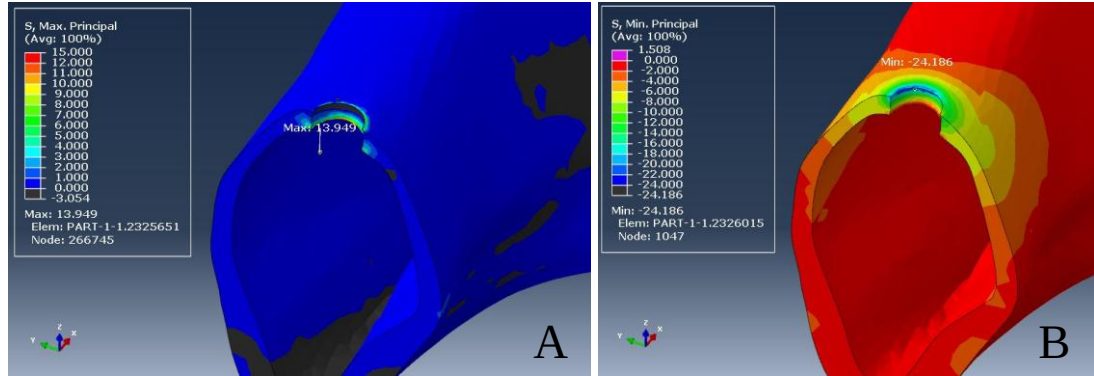


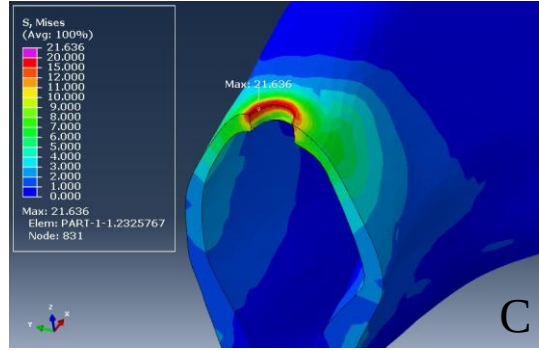


Şekil 4.18. Grup L-M kortikal kemik A. Pmax B. Pmin C. Von Misses stres dağılımı

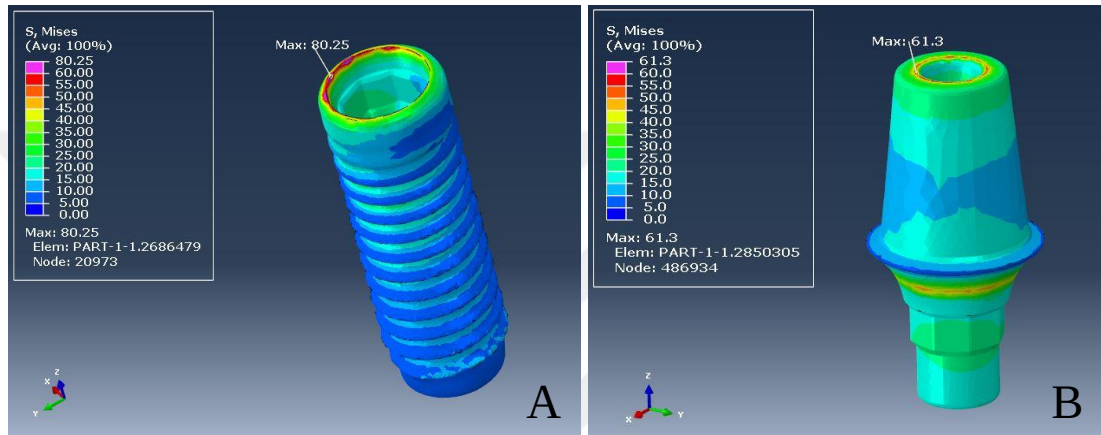


Şekil 4.19. Grup LZ-M Von Misses stres dağılımı A. İmplant B. Dayanak

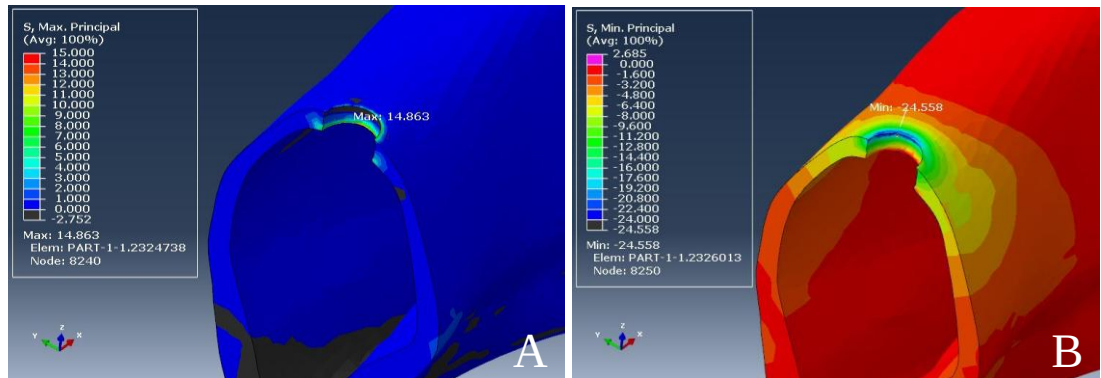


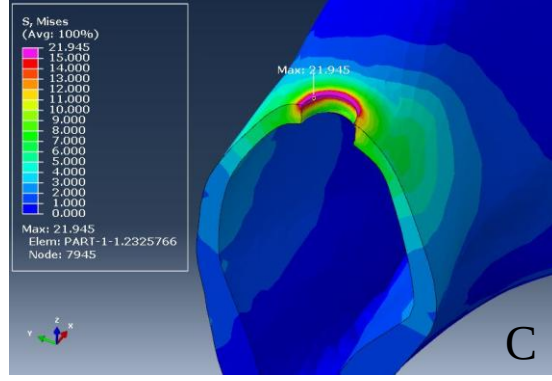


Şekil 4.20. Grup LZ-M kortikal kemik A. Pmax B. Pmin C. Von Misses stres dağılımı

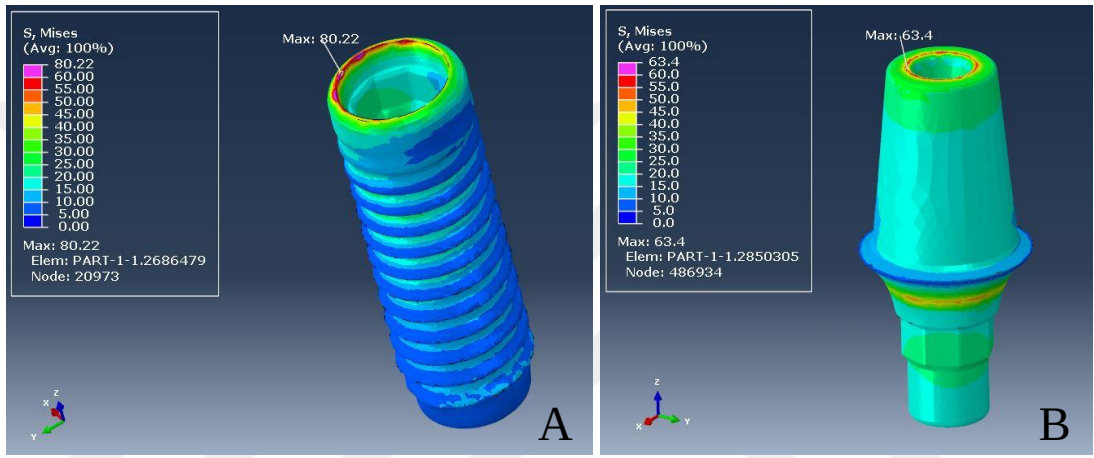


Şekil 4.21. Grup L-T Von Misses stres dağılımı A. İmplant B. Dayanak

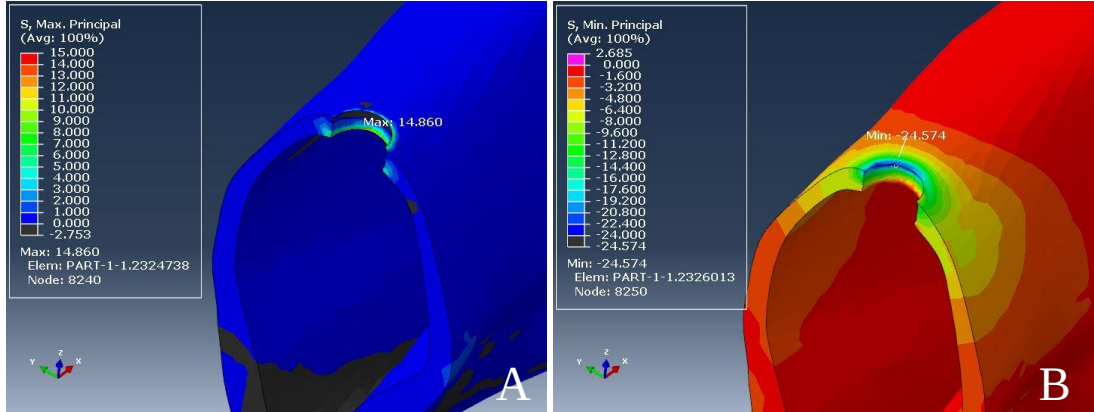


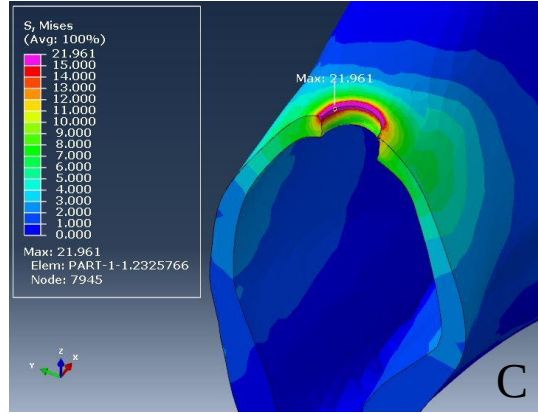


Şekil 4.22. Grup L-T kortikal kemik A. Pmax B. Pmin C. Von Misses stres dağılımı

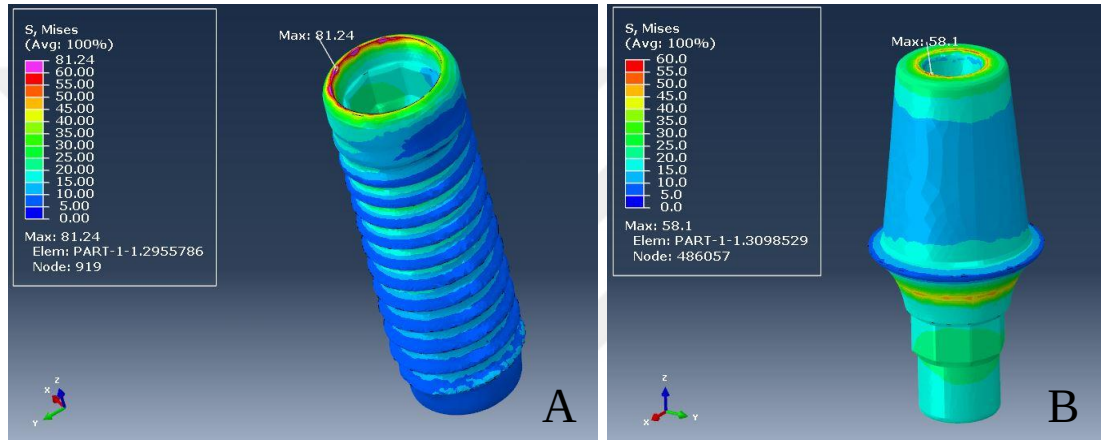


Şekil 4.23. Grup LZ-T Von Misses stres dağılımı A. İmplant B. Dayanak

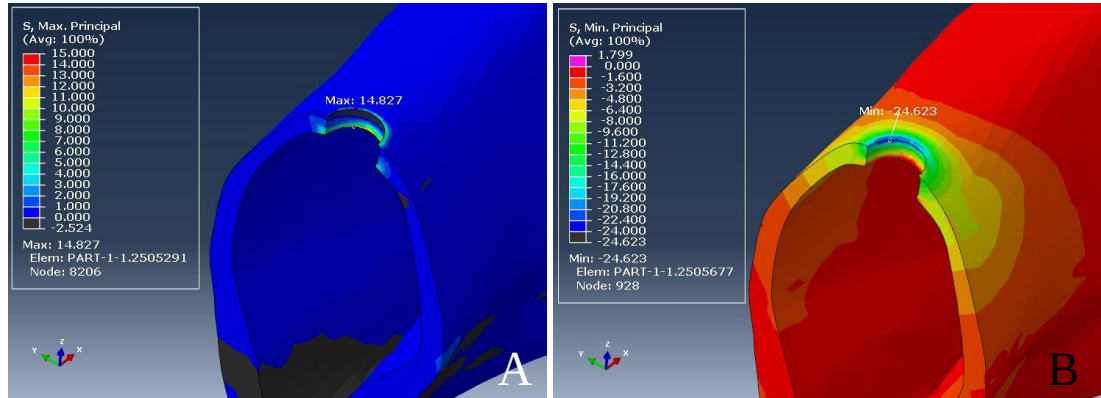


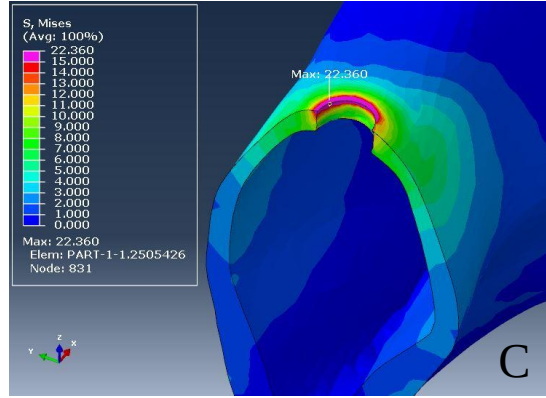


Şekil 4.24. Grup LZ-T kortikal kemik A. Pmax B. Pmin C. Von Misses stres dağılımı

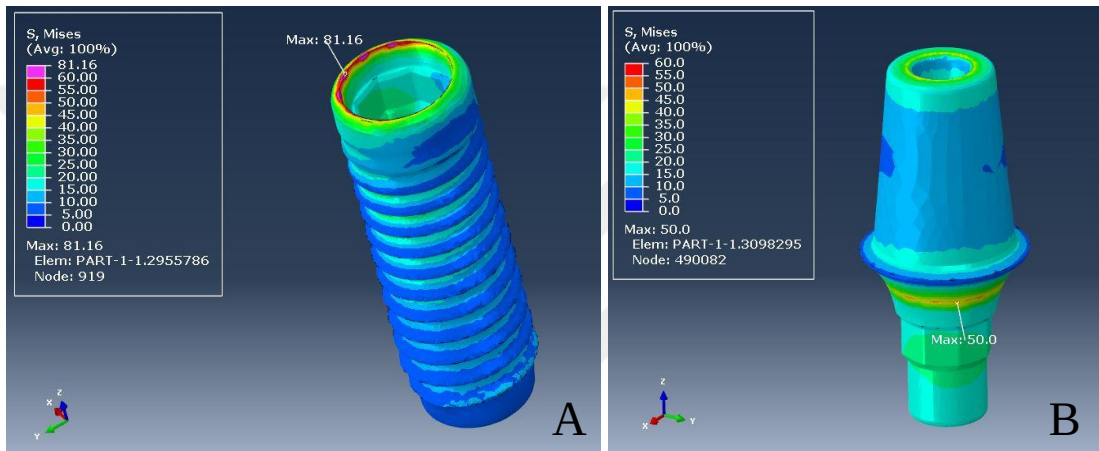


Şekil 4.25. Grup CF Von Misses stres dağılımı A. İmplant B. Dayanak

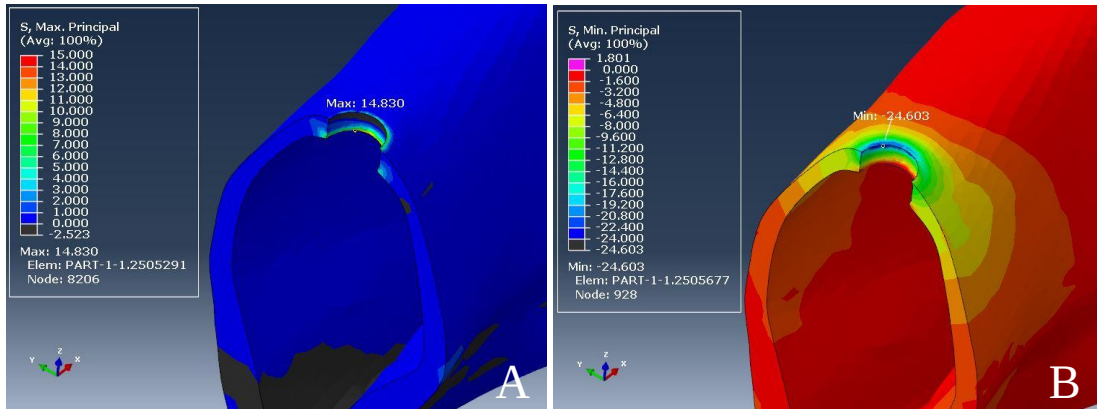


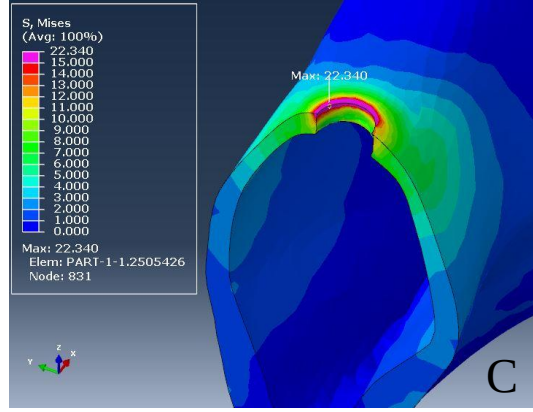


Şekil 4.26. Grup CF kortikal kemik A. Pmax B. Pmin C. Von Misses stres dağılımı



Şekil 4.27. Grup CL Von Mises stres dağılımı A. İmplant B. Dayanak





**Şekil 4.28. Grup CL kortikal kemik A. Pmax B. Pmin C. Von Misses stres dağılımı**

Tüm gruplarda implantın en koronalinde Von Misses stres birikimi görüldü. Grupların stres değerleri yakın olmakla birlikte sıralama;  $CF > CL > L-T > LZ-T > LZ-M > L-M$ 'dir.

Dayanak üzerindeki Von Misses stres birikimi incelendiğinde, CL hariç tüm diğer restorasyonlarda dayanağın en koronalinde, CL'de ise dayanağın servikalinde yoğunlaştığı görülmektedir. Grupların stres değerleri sıralaması;  $LZ-T > LZ-M > L-T > CF > L-M > CL$ 'dir.

Tüm gruplarda, kortikal kemikte implant boynu hizası en koronalde çekme gerilimlerinin yoğunlaştığı görülürken sıralama;  $L-T > LZ-T > CL > CF > L-M > LZ-M$ 'dir. Birbirine yakın sonuçlar sergileyen L-M ve LZ-M, kemikte yoğunlaşan çekme gerilimini azaltırken; diğer gruplar oldukça yakın değerlerde çekme gerilimine sebep olmaktadır. Kortikal kemikteki baskı gerilimlerine bakıldığında ise tüm gruplarda implant boynu hizası en koronalde yoğunlaştığı görülürken sıralama;  $CF > CL > LZ-T > L-T > LZ-M > L-M$ 'dir. Birbirine yakın sonuçlar sergileyen LZ-M ve L-M'de baskı gerilimlerinin de azaldığı görülmektedir. Von Misses stres birikimi de implant boynu hizası en koronalde yoğunlaşırken sıralama;  $CF > CL > LZ-T > L-T > LZ-M > L-M$ 'dir.

## 5. TARTIŞMA

Yıllardır diş kayıplarının rehabilitasyonunda sabit parsiyel protezler kullanılmaktadır. Ancak, restoratif yaklaşımın birincil amacı dişleri ve çevre ağız dokularını korumak iken bu geleneksel tedavi yönteminde destek dişin prognozunu olumsuz etkileyecek biyolojik riskler yüksektir (202). Bu nedenle de sabit parsiyel protezlerde 15 yılda %50 başarı oranı görülmektedir. Çürük ve endodontik problemler %20'den fazla oranla en sık görülen komplikasyondur ve dayanak diş kaybı 10 yılda %8-12; 15 yılda %30 oranlarında görülmektedir (203).

Günümüzde, kayıp dişlerin rehabilitasyonunda bir diğer alternatif olan implant üstü restorasyonlar yüksek başarı oranı (10 yılda %97) nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir (1, 2, 203). İmplant tedavisi ile destek dişlerde preparasyon gereksinimi ortadan kalktığı gibi dişsiz bölgedeki kemiğin rezorbsiyonu da önlenmektedir (66, 203). Yüksek başarı oranına rağmen erken ya da geç dönem implant kayıpları görülmektedir (204, 205). Osseointegrasyon öncesi gerçekleşen erken dönem kayıplarda, iyileşme süreci, cerrahi teknik ve bakteriyel kontaminasyon etkilidir (205). Geç dönem kayıplar ise protetik rehabilitasyon sonrası görülmektedir ve temelde biyomekanik komplikasyonlarla ilgilidir (28, 47). Geç dönem başarısızlıklar, kötü ağız hijyeni ile uyumsuz üst yapı restorasyonları ve aşırı okluzal yükleme nedeniyle gerçekleşebilmektedir (5, 28). Özet olarak, implant başarısızlığı, protezin uygulanmasından önce ve sonra oluşan başarısızlıklar olarak da incelenebilmektedir (205).

Çalışmamızın temeli geç dönem başarısızlıklarda etkin olan protetik restorasyonlardır. Bu amaçla çeşitli restorasyonların değerlendirilmesinde, yiv şekli, yiv yüksekliği ve genişliği, vida aralığı, implant çapı ve implantın eğim açısı gibi implant üzerindeki stres dağılımını etkileyen faktörler (206) standardize tutularak, klinik uygulamalarda sıklıkla kullanılan kemik seviyesi implant tercih edildi. Kemik seviyesi implantlar, krestal kemik kaybını azaltmak ve implant destekli restorasyonların estetiğini iyileştirmek amacıyla geliştirilmiştir. Anil ve Aldosari, aynı çaptaki kemik ve doku seviyesi implantların benzer mekanik özelliklere sahip olduğunu, temel farkı estetik beklentilerin oluşturduğunu belirtmiştir (207).

Kemik-implant-protez kompleksine etki eden okluzal kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü önemlidir. Çünkü bu kuvvetler kemik-implant-protez kompleksinin bileşenleri üzerinde çeşitli stresler oluşturmaktadır. İmplant destekli protezlere gelen okluzal yükler öncelikle protetik unsurlara ardından implant aracılığıyla kemik-implant arayüzüne iletilmektedir (47). Bu nedenle de birçok araştırmacı kuvvet iletiminde etkili olan biyomekanik faktörler üzerinde çalışmıştır. Bunlar; kuvvet yönü, kuvvet büyüklüğü, protez tipi, protez materyali, implant materyali, geometrisi ve yüzey özellikleri, implantların sayısı ve dağılımı, kemik yoğunluğu ve kemik-implant ara yüzeyinin mekanik özellikleridir (47, 201). Bu faktörlerden protetik restorasyon materyal seçimi çalışmamızın çıkış noktası olup, implant üstü restorasyonlarda CAD/CAM ile üretilen güncel seramiklerin ve farklı veneerleme yöntemlerinin kırılma dayanımlarının ve FEA ile protez-dayanak-implant kompleksine ve kemiğe ilettikleri kuvvet analiz edilerek, geç dönem başarısızlıkların önüne geçebilmesi amaçlanmıştır. Çünkü implant üstü restorasyonun kırılma dayanımı yüksek olduğunda, dayandığı bu okluzal yükler implant-protez kompleksinin diğer unsurlarına iletilmektedir. Bu durum dayanağın servikalinde ve dayanak-implant birleşiminde daha fazla kuvvet dağılımına neden olmaktadır. Bu kuvvet birikimi eşik değeri aştığında, servikal alandaki kemikte yıkıma ve hatta sonunda implantın kaybına yol açabilmektedir (3). Nitekim çalışmamızda elde edilen bulgularda, kuvvet artışından bağımsız, kırılma dayanımı yüksek materyallerde daha fazla vida gevşemesi veya dayanak deformasyonu problemi görülmüştür. Çünkü materyalin dayanımı arttıkça okluzal stres implant bileşenlerine iletilmiştir.

İmplant üstü restorasyonları değerlendirebilmek için doğal diş ile farklılıklarını ve implant biyomekaniğini anlamak önemlidir. Çünkü bu restorasyonlarda kuvvet dağılımı diş destekli restorasyonlardan farklıdır. Osseointegre implantlar, kuvveti absorbe eden periodontal ligament olmaksızın kemiğe rijit bağlantı yapar ve propriosepsiyon duyusu bulunmamaktadır. Bu nedenle implantta yük dağılımı kapasitesi, okluzal kuvvetlere adaptasyon ve mekanik algı daha düşük olup okluzal aşırı yüklemelere daha duyarlıdır (208). Bu okluzal aşırı yükleme düzelmedikçe de, sırasıyla krestal kemik kaybı, anaerobik sulkus derinliğinde artış, peri-implant hastalık ve implant başarısızlığına neden olacak derece devam eden kemik yıkımı ile neticelenmektedir. Bu nedenle de okluzal aşırı

yükleme, peri-implant kemik kaybı ve protezin başarısızlığının ana nedenlerinden biri olarak kabul edilmektedir (208). Diş ve implant arasındaki bu farklılıklar aşırı yükleme belirtilerinde de farklılıklara yol açmaktadır. Dişte periodontal ligamentte kalınlaşma, aşınmalar, mobilité, fremitus ve ağrı ile kendini gösterirken; implantta protez ya da dayanak kırığı, vida gevşemesi veya kırığı, kemik kaybı ve implant kırığı ile neticelenebilmektedir (5).

İmplant üstü restorasyonlarda görülen protetik komplikasyonlar yalnızca okluzal aşırı yükleme durumunda değil düşük okluzal yüklemelerde dahi görülebilmektedir. Çünkü implantın doğal dentisyonun duyarlılığına ve mobilitesine sahip olmaması nedeniyle sadece aşırı yüklemeler durumunda değil (209), normal çiğneme sürecinde dahi doğal dentisyondan 8 ile 10 kat daha fazla yüklemeye maruz kalmaktadır (210). Ve çoğunlukla hastanın implant üstü restorasyondaki okluzal interferansları fark edebilmesi mümkün olmamaktadır (209). Tüm bu sebepler nedeniyle implant üstü restorasyonlarda porselen kırığı görülme sıklığı fazladır (209, 210). Pjetursson ve ark implant ve diş destekli restorasyonlarda yaptıkları analiz çalışmasında seramikte chipping ya da kırık görülme sıklığını implant destekli restorasyonlarda (%8.8; diş destekli restorasyonlar %2.9) anlamlı derecede daha yüksek bulmuşlardır (53). Aynı yazarın implant destekli sabit restorasyonlar üzerine yaptığı bir başka literatür incelemesinde, 5 yıllık süreçte en fazla görülen mekanik komplikasyonun veneerde kırılma olduğunu belirtilmiştir (66). Yine aynı yazar, implant üstü restorasyonlarla ilgili eski (2000 yılı öncesi) ve güncel yayınları (2000 yılı sonrası) karşılaştırdığı literatür incelemesinde, veneer materyalinde kırığın en sık görülen teknik komplikasyon olduğunu, ancak eski ve güncel yayınlarda sonuçların önemli ölçüde değiştiğini belirtmiştir. Güncel yayınlarda daha yüksek oranda teknik komplikasyon görüldüğü ve veneer materyalde kırık insidansının arttığı bildirilmiştir. Bunun sebebi, güncel yayınlarda minor komplikasyonların (minor chipping gibi) daha ayrıntılı incelenmesi, zirkonya ve titanyum gibi chipping görülme oranı yüksek materyallerin alt yapıda kullanılması olarak açıklanmaktadır (211). Goodacre ve ark, implantlar ile ilgili yaptıkları literatür incelemesinde mekanik komplikasyonlar içinde, overdenture ile ilgili komplikasyonlardan sonra veneer porselen kırığı insidansını yüksek (%14) bulmuşlardır (212). Kinsel ve Lin yaptıkları retrospektif çalışmada implant üstü restorasyonlarda yüksek oranda görülen porselen kırıklarının

potansiyel sebeplerini araştırmışlardır. Kırılma tiplerini major ve minör olarak ayırmış; yüzeydeki kırılma polisaj ile giderilebilecek düzeyde ise minör, restorasyonun tamirini veya değişimini gerektirecek düzeyde ise major olarak tanımlamışlardır. Major kırıkların %79'u ve minör kırıkların ise %70'i karşıt arkta implant destekli restorasyon mevcudiyetinde gerçekleşmektedir. Metal-seramik bir restorasyonun karşıt arkında implant destekli bir restorasyon olduğunda 7 kat fazla kırık ihtimali bulunduğunu belirtmişlerdir. Çalışmaya dahil edilen implant destekli restorasyonların %9.4'ünde porselen kırığı tespit edilmiş, bunun diş destekli restorasyonlardan yaklaşık 5 kat fazla olduğu vurgulanmıştır (209). 5 yıllık bir başka analiz çalışmasında ise en çok görülen teknik komplikasyonların dayanak ve vida gevşemesi (%8.8) olduğu ve bunun eski altın vida tasarımından kaynaklandığı belirtilmiştir. Bu analizde veneerde kırık (%3.5) üçüncü en sık görülen komplikasyondur (213). Çalışmamızda tüm gruplarda değişen oranlarda vida gevşemesi görülmüştür, ancak bunun veneerde çatlak veya kırık oluşumu ile sıralamasal olarak bağlantısı tespit edilememiştir.

İmplant destekli bir restorasyonda protetik bileşenler ve kemik üzerinde oluşan stresler yalnızca okluzal kuvvetlerin etkisi ile değil aynı zamanda uyumsuz bir restorasyon ile de oluşabilmektedir (214). İdeal uyum olarak da adlandırılan pasif uyum, üst yapının tüm iç yüzeyinin dayanak ile eşit teması ve uyumudur. Kemik-implant ara yüzeyinin devamlılığında en önemli koşullardan biri olarak kabul edilmektedir (215). Çünkü pasif uyumun yokluğu mekanik ve biyolojik komplikasyonlara yol açmaktadır (216). Teorik olarak değerlendirildiğinde; pasif uyumlu veya gerilimsiz bir üst yapı, dışarıdan uygulanan bir yük olmadığında destekleyici kemikte ve implant bileşenlerinde sıfır gerilim oluşturmaktadır. Kötü uyumun vida gevşemesi veya kırığı, alt yapı ve üst yapı kırığı gibi protetik komplikasyonlarda etkiliği olabileceği belirtilmiştir (215). Simante ve vidalı restorasyonlar kıyaslandığında, vidalı olanlarda pasif uyum elde etmenin zor olduğu belirtilmiştir. Ayrıca implant çevresinde pasif olmayan vidalı bir restorasyon, simante olandan daha fazla stres oluşturmaktadır. Çünkü simante restorasyonlarda iç yüzeydeki küçük düzensizlikler siman ile kompanse edilmektedir ve bu sayede protez-implant-kemik arasındaki kuvvet iletimi daha dengeli olabilmektedir. Ayrıca simante restorasyonların diş destekli geleneksel restorasyonlara benzer üretim süreci

nedeniyle üretimi daha ucuz ve kolaydır (216). Materyallerin ve tabakalama sistemlerin daha doğru kıyaslanabilmesi ve üretim süreci nedeniyle simante tip restorasyon seçilmiş, ön çalışma aşamasında restorasyon için farklı siman aralıkları belirlenerek üretim yapılmıştır. Bunlardan en gerilimsiz ve aynı zamanda en stabil uyumu sağlayan 40 µm lik siman aralığı belirlenerek en uyumlu restorasyon elde edilmiştir.

Geleneksel yöntem olan metal-destekli seramik restorasyonlar, uzun yıllardır implant destekli restorasyonlar da dahil olmak üzere protetik tedavilerde kullanılmaktadır. Sayısız araştırmaya konu olan restorasyonlar, uzun dönemde başarısını kanıtlamıştır (217). Ancak bu tip restorasyonların alerjik reaksiyonlar, ve metalik iyon salınımı gibi biyolojik dezavantajları mevcuttur (92). Bunun implant üstü restorasyonlardaki etkisi daha önem kazanmaktadır. Çünkü farklı metaller (titanyum ve baz metaller) arasında korozyon meydana gelmektedir ve buda toksik ve alerjik bir süreçtir (68). Öyle ki Green ve ark yaptıkları analizde implant üzerinde, değersiz metal alaşımı kullanılan üst yapıdan sitotoksik iyon salınımı meydana geldiğini, ağız içi sıvıların varlığında oluşan galvanik akımın metali korozyona uğrattığını ve implant çevresinde kemik yıkımına yol açtığını belirtmiştir (218). Bunun yanı sıra günümüzde artan estetik beklentileri de karşılamaması tam seramik restorasyonların gelişimine zemin oluşturmuştur (92). CAD/CAM teknolojisinin de katkısıyla her geçen gün restoratif materyal çeşitliliği artmakta, daha estetik ve daha doğal görünüme sahip tam seramik restorasyonlar yaygınlaşmaktadır (94, 219). CAD/CAM sisteminde üretim sürecinin tekrarlanabilirliği, bu süreçte oluşabilecek hataları minimuma indirmesi, kaliteli ve homojen blok kullanımı ile dayanımı yüksek restorasyon üretimini kısa sürede gerçekleştirmesi, sistemin en büyük avantajlarıdır (98, 180). Ve tüm bu avantajları sayesinde tam seramik restorasyonları protetik tedavilerde sıklıkla kullanılan ve konvansiyonel metal destekli restorasyonlara oldukça yakın sonuçlar veren bir alternatif haline getirmiştir. İmplantolojide de başarıyla kullanılan tam seramikler, günümüzde implantların yapısında, dayanaklarda ve implant üstü kronlarda sıklıkla tercih edilmektedirler (217). Yapılan bir analizde implant üstü tek kronlarda görülen komplikasyonlarda (veneer veya alt yapı kırığı olarak) tam seramik ve metal destekli porselen restorasyonlar arasında istatistiksel olarak fark olmadığı belirtilmiştir (213).

Bir seramik restoratif materyal olarak tercih edilirken renk, translusensi ve kırılma dayanımı gibi birçok parametre değerlendirilmektedir (220). Çalışmaya da konu olan kırılma dayanımında materyalin, ağız ortamındaki fonksiyonel kuvvetlere dayanıklı olması gerekmektedir (221). Fakat seramik restorasyonların klinik takibinde kırık oluşumu ana problem olarak ifade edilmiştir. Birkaç farklı tipte kırık oluşabilmektedir. Bunlar; sadece üst yapı seramiğinde oluşan kohesiv kırık olan chipping, alt yapı ve üst yapı arasında oluşan adeziv kırık olan delaminasyon veya alt yapısında kırıldığı kitlesel kırıklardır. Kitlesel kırıkların sebepleri çok net olmasa da, chipping ve delaminasyon birkaç sebepten oluşabilmektedir; veneerleme materyalindeki defektler, veneerleme boyunca uygunsuz ısı koşulları, alt yapı ve üst yapı arasında zayıf bağlantı ve travmatik okluzyondur (220). Monolitik tam seramik restorasyonlar, veneerlenen restorasyonlara kıyasla giderek daha fazla tercih edilen bir alternatif haline gelmiştir. Kompleks üretim sürecini, kor ve üst yapı kaynaklı muhtemel komplikasyonları minimize etmesi bunda etkili olmuştur. Ancak başarısızlıklar kaçınılmazdır ve yapılan analizlerde diş ve diş benzeri materyaller üzerindeki kron restorasyonunun ve hatta dişin komple kırılması söz konusu olabilmektedir (136).

Materyallerin kırılma dayanımını ve kırık analizini değerlendirmek için laboratuvar testlerinden faydalanılmaktadır. Laboratuvar çalışmalarında, çeşitli ve karmaşık faktörlerin etkisindeki klinik koşulların birebir yansıtılması zordur ancak klinik araştırmalar da pahalı ve zaman alıcıdır, ayrıca kompleks tasarımlar gerektirmektedir. Bu nedenle laboratuvar çalışmaları uygun şekilde tasarlanır ve yorumlanırsa, kliniğe uyarlanabilir ölçüde veri sağlar. Çünkü deneysel faktörler doğru bir şekilde kontrol edilebildiğinden, her bir faktörün etkisi analiz edilebilmekte ve test edilen materyallerle ilgili önemli veriler sağlanmaktadır (186). Laboratuvar testlerinden kırılma dayanımı testinde kron veya köprü restorasyonlarında kırılma olana kadar yük uygulanmaktadır (222). Bu sayede restoratif materyalleri ve teknikleri inceleyerek, başarısızlık oranlarını analiz etmek ve klinik koşullar altında davranışları konusunda bilgi sağlamak mümkün olabilmektedir (186, 222). Ancak çatlak yayılımını hızlandırarak kuru ortamda test edilen örneklerle kıyasla daha erken başarısızlığa yol açan sulu ortam, termal stres veya dinamik yükleme içermemesi nedeniyle uzun dönem başarıya dair veriler hakkında sınırlı bilgiler sunar (223).

Testin uygulamasında farklı çaplarda çelik, tungsten karbit, steatit uçlar veya doğal diş kullanılabilir (222, 224). Kırıcı uç seçimi kırılma dayanım testini etkileyebilmektedir, çünkü kırıcı ucun restorasyondan önce kırılmaması önem taşımaktadır (25). Bu nedenle çalışmamızda diğer birçok çalışmada olduğu gibi paslanmaz çelik uç tercih edilmiştir (25, 161, 186, 225, 226).

Klinik olarak başarısızlığa uğrayan tam seramik kronlarda kırılmanın servikal alandan başladığı belirtilse de (227, 228), çalışmamızda birçok in vitro testte olduğu gibi (223, 226, 229) kırılmanın birincil olarak kuvvet uygulayıcı ucun kontakta olduğu okluzal yüzeyden başladığı gözlemlendi. Bu nedenle kırılma dayanımı testinden sonra uygulanan fraktografik analiz önem taşımaktadır. Çünkü, bu analizde kırık yüzeyler incelenerek kırık başlangıcı ve ilerleyişi analiz edilmekte, başarısızlıkların temeli hakkında veri sağlanmaktadır (186).

Seramik restorasyonların kırılma direncinde, kullanılan materyalin özellikleri ve restorasyon dizaynı kadar restorasyonun kalınlığı da önemlidir. Porselen restorasyonlarda önerilen porselen kalınlığı 1.5-2 mm'dir (17). Porselen kalınlığı arttıkça kalınlığın karesiyle orantılı olarak kitlesel kırıkların oluşumuna neden olan kuvvetler de artmaktadır (230). Bu nedenle çalışmadaki restorasyonların kalınlığının santral fossa alanında 1.5 mm, tüberkül tepeleri de dahil olmak üzere tüm kontürlerde yaklaşık olarak 2 mm olması sağlanarak standardize edildi. Ayrıca implant üstü kronlarda okluzal tablası ve tüberkül eğimleri azaltılmış, okluzal kontakların merkezi yerleştiği tasarımlar önerildiğinden (5), çalışmadaki kron tasarımı buna uygun yapıldı.

CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler sayesinde kullanımı yaygınlaşan zirkonya, sabit protetik restorasyonlarda uzun yıllardır kullanılmaktadır. Yüksek fleksural dayanım ve kırılma sertliğine sahiptir. Ayrıca çatlak ve kırık oluşumunu engelleyen faz transformasyonu mekanizması ile yüksek mekanik özellikler kazanmaktadır (224). Yüksek yoğunlukta polikristal içeriği nedeniyle opak yapısı porselenle veneerlenme ihtiyacı doğurmuştur (231). Bu durum zirkonya restorasyonların başarısızlıklarının temelini oluşturmaktadır. Çünkü bu restorasyonlarda üst yapı porseleninde chipping ve delaminasyon en fazla görülen komplikasyonlardandır ve çoğu zaman restorasyonun değişimini gerektirmektedir

(152, 232). Zirkonya ve üst yapı porseleni bağlantısını artırmaya yönelik çok sayıda çalışma yapılmış ancak sorun tam anlamıyla giderilememiştir (232). Bu nedenle de konvansiyonel tabakalamaya alternatif farklı veneerleme teknikleri geliştirilmiştir. Bunlar ısı ile presleme ve CAD/CAM ile veneerleme teknikleridir (233, 234). Isı ile presleme tekniği ile konvansiyonel tabakalamayı karşılaştıran çalışmalarda, ısı ile preslemede daha yüksek kırılma dayanımı elde eden çalışmalar (144, 235) olduğu gibi düşük dayanım elde eden çalışmalar da mevcuttur (15, 224).

Kırılğan veneer ve sert zirkonya alt yapı arayüzeyi aktif okluzal yük aktarımının gerçekleştiği yerdir. Normalde bu ara yüzey, termal ekspansiyon katsayısı uyumsuzluğu, uygun olmayan soğutma koşulları ve yapısal defektler nedeniyle oluşan iç streslerin yoğunlaştığı bölgedir. Ancak CAD/CAM ile veneerleme (CAD-on) tekniğinde stressiz koşullarda üretilen tek parça veneerin kullanımı ile bu iç stresler elimine edilmektedir (146). Hem alt yapı hem üst yapının CAD/CAM’ de üretildiği bu tekniğe örnek, Vita Rapid Layer Technology and IPS e.max CAD-on’dur. Vita’da, üst yapı feldspatik seramik bloktan üretilirken; E-max’de, lityum disilikat seramik bloktan üretilmektedir. Bir diğer farklılık da alt yapı ve üst yapının birleştirilmesidir; Vita, rezin siman kullanırken E-max, özel bir füzyon cam seramiği kullanmaktadır (124). Literatür incelendiğinde CAD-on tekniğinin konvansiyonel tabakalama ve presleme yöntemine göre kırılma dayanımını artırdığı belirtilmiştir (148, 232). Bunun sebebi, restorasyonun dijitalize üretim süreci ve veneer porselende, manuel üretimden daha az defekt içeren hazır blok kullanımındır (152).

Schmitter ve ark, konvansiyonel tabakalama ve CAD-on sistemini (feldspatik seramik üst yapı) kıyasladıkları çalışmalarında restorasyonların yarısına yapay yaşlandırma ve çiğneme simülatörü uygulamış diğer yarısına uygulamamıştır. Uygulanan grupta CAD-on grubunun tamamı sağlam kalırken konvansiyonel tabakalanan restorasyonlardan yalnızca biri sağlam kalmıştır. Uygulanmayan grupta ise konvansiyonel tabakalamanın (1166 N) kırılma direnci çok daha yüksek bulmuşlardır (CAD-on; 395 N). Araştırmacı tarafından şaşırtıcı bulunan bu sonuç, ara yüzey materyali rezin simana dayandırmış ve literatürde rezin siman (Panavia) için verilen elastisite modülü (13.6 GPa) değeri sorgulanmıştır. Çünkü yapılan FEA

analizine göre değerin doğru olması ve kırığın veneerin iç yüzeyinden başlaması halinde kırılma direncinin iki kat yüksek olacağını vurgulamıştır (199).

Aynı araştırmacı tarafından CAD-on (lityum disilikat seramik üst yapı) ve konvansiyonel tabakalamanın (porselen belirtilmemiştir) kıyaslandığı bir diğer çalışmada, aynı zamanda termal siklüsün ve çiğneme simülatörünün etkisi de araştırılmıştır. Konvansiyonel tabakalanan restorasyonların %87.5'u çiğneme simülatörü uygulaması esnasında başarısız olurken, CAD-on grubu etkilenmemiştir. Yazar, CAD-on'dan düşük olsa da konvansiyonel tabakalamanın başlangıç kırılma değerleri oldukça yüksek (503 N; tam kırılma değeri: 1166 N) bulmuş ve materyal yorgunluğuna bağlı başarısızlıklardan daha az etkilenen CAD-on restorasyonların (başlangıç kırılma değeri: 1253 N; tam kırılma değeri: 1565 N) iyi bir alternatif olduğu belirtmiştir (14).

Schmitter ve ark, üst yapıda lityum disilikat kullandıkları CAD-on ile ilgili bir diğer çalışmalarında, restorasyonların yarısını füzyon cam seramik diğer yarısını rezin siman ile birleştirmiş ve kırılma dayanımlarını kıyaslamışlardır. Üretici talimatlarının aksine füzyon seramiği yerine bir grupta rezin siman uygulayan yazar, bunu rezin siman kullanımının süreci kolaylaştırmasına, füzyon grubunda öncelikle alt yapının sinterlenmesi gerekirken, bu uygulamada alt yapı ve üst yapının aynı anda sinterlenebilmesi ile zamandan kazanç sağlaması ile açıklamıştır. İki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmasa da füzyon cam seramiği kullanımının kırılma dayanımını artırdığı (1388 N; rezin siman kullanılan: 1211 N) ve iki grubun da klinik kullanıma uygun olduğu vurgulanmıştır. Çalışmamızda buna paralel, füzyon seramik kullanılan CL'de kırılma dayanımı (4649,22 N) daha yüksek bulundu. Schmitter ve ark'nın çalışmasına kıyasla iki grup arasındaki iki kattan fazla fark; rezin siman kullanılan grup CF'de (2085,91 N) lityum disilikat kullanılan diğer çalışmaya kıyasla, daha zayıf mekanik özelliklere sahip feldspatik üst yapı seramiği kullanımıdır. Çalışmamızda elde edilen daha yüksek kırılma dayanım değerleri ise diğer çalışmadaki termal siklüs ve çiğneme simülatörü gibi kırılma dayanımını etkileyecek uygulamaları içermemesiyle ilgilidir.

Kırık tiplerini değerlendiren yazar her iki grupta da delaminasyonun baskın olduğunu ancak füzyon grubunda daha küçük alanlarla sınırlı olduğunu tespit

etmiştir. Özellikle de yüksek kuvvet uygulamalarında füzyon grubunda zirkonya alt yapının marjinlerinde hasar oluşurken, rezin siman grubunda gözlenmediğini belirtmiştir. Çalışmamızda buna paralel Grup CF' de tüm restorasyonlarda delaminasyon görüldü ve daha yüksek kuvvet değerinde kırılan 4 restorasyonda alt yapıda çatlak gözlemlendi. Grup CL'ye kıyasla delaminasyonun baskın olma nedeni daha düşük mekanik özelliklere sahip rezin siman nedeniyle kırılmanın seramik-siman ara yüzeyinden başlaması ile açıklanabilir. Diğer çalışmadan farklı olarak Grup CL' de ise yalnızca 2 adet restorasyonda delaminasyon görülürken, 2 tanesinde üst yapının tamamına yakını kırılarak alt yapı açığa çıktı, kalan restorasyonlarda ise parçalı şekilde kitlesel kırıklar görüldü. Bunda kırıcı ucun yükleme bölgesi farkının etkisi olabileceği düşünüldü. Diğer çalışmada delaminasyonu kolaylaştıracak şekilde meziolingual tüberküle 30° açı ile uygulanırken, çalışmamızda kitlesel kırılmayı kolaylaştıracak şekilde merkezden uygulandı. Kitlesel kırılmayı, aradaki füzyon seramiğin alt ve üst yapı arasında tam entegrasyon sağlayıp, kuvveti absorbe etmeyen bir yapı oluşturmaya dayandırabiliriz. Böylece restorasyon üzerine gelen yük, yüksek dayanıma sahip zirkonya alt yapıya direk iletilmiş ve monolitik kron davranışı sergilemesine sebep olmuştur. Nitekim Schmitter ve ark'nın çalışmasında da füzyon seramik uygulanan restorasyonlarda marjinlerde hasar oluşması, füzyon seramiğin ara yüzey davranışı sergilemek ve yükü absorbe etmekten ziyade yükü ilettiğinin ispatıdır. Öte yandan gruptaki kırık parçalar incelendiğinde çoğunluğunda alt ve üst yapının ayrıldığı görüldü. Bu durum, oldukça yüksek değerlerde gerçekleşen kırılma anında artık ara yüzeydeki füzyon seramiğin de kırılmasıyla açıklanabilir (152).

Kanat ve ark çalışmamıza yakın sonuçlar ile, molar diş üstü feldspatik seramik kullanılan CAD-on grubunda 1900 N kırılma dayanım değeri, lityum disilikat kullanılan CAD-on grubunda ise 4408 N bulmuştur. Zirkonya alt yapıya e.max Ceram ile konvansiyonel tabakalama uygulanmış, 4323 N kırılma dayanım değeri elde edilmiştir (15, 145). Alt yapının CAD-on grubundaki alt yapıdan anatomik tasarımı ile farklı olması, veneer tabakasının her yüzeyde aynı kalınlıkta olmasını ve alt yapı desteğinin artmasını sağlamıştır. Çalışmamızdaki e.max Ceram uygulanan gruba kıyasla yüksek kırılma dayanım değerini, farklı alt yapı materyaline (e.max CAD) dayandırabiliriz. Ayrıca nonanatomik formda olan alt yapının implant

üstü kron tasarımında olması, konturlerdeki daha kalın veneer tabakasına sebep olmuştur. Molar diş üstü zirkonya/Ceram restorasyonu ile bir başka çalışmada 1,195 N 'luk daha düşük kırılma dayanımı değeri elde edilmiştir (11). Çalışmada aynı marka zirkonya alt yapı ve aynı şekilde anatomik kor tercih edilmesine rağmen sonuçların farklı olmasının bazı sebepleri mevcuttur. Yorulma testi uygulanan son çalışmada konvansiyonel tabakalamanın standardize yapılma güçlüğüyle birlikte (143), termal ve mekanik etkilere yani yorulma testine hassas olması (14), sonuçların farklılığına yol açmıştır. Ayrıca çalışmalarda diş taklit eden malzeme farklılıkları da kırılma dayanımını etkileyebilmektedir (çalışmalardan birinde bu amaçla paslanmaz çelik kullanılırken diğerinde kompozit rezin kullanılmıştır). Şöyle ki düşük elastisite modülüne sahip dayanak kullanımında, daha yüksek başarısızlık oranları görülmektedir (222). Guess ve ark'nın paslanmaz çelik kullanan Kanat ve ark'na kıyasla daha düşük elastisite modülüne sahip kompozit rezin dayanak kullanması (236, 237), elde ettiği daha düşük dayanım ile bunu destekler niteliktedir. Farklı dayanak malzemeleri, içerikleri nedeniyle seramik kron ile bağlantıyı etkileyebildiği gibi, su emilimi konusunda farklı davranış sergilemeleri ile de dayanım değerlerindeki değişkenliği sağlamaktadırlar (222).

Özetle, aynı alt yapı, farklı üst yapı ve ara yüzey materyali kullanılan CAD-on grupları Grup CF ve CL arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ( $p= 0.000 < 0.05$ ) bulunarak, çalışmamızın 1. hipotezi kabul edildi. Grup CL, 4649 N ile en yüksek kırılma dayanımını gösterdi. İki grup arasındaki 2563,31 N'luk kırılma dayanım farkı, CL'de rezin simandan daha yüksek mekanik özelliklere sahip füzyon seramiği ve feldspatik seramikten yaklaşık 3 kat daha dayanıklı lityum disilikat seramik kullanımı ile açıklanabilir. Grup CL'deki daha yüksek standart sapma değeri ise manipülasyonu zor füzyon seramikle ilgilidir. Titreşim ile akıcı özelliği kazanan tiksotrofik materyalle çalışırken oldukça hızlı olmak gerektiğinden alt ve üst yapıyı birleştirme işlemi daha büyük hassasiyet gerektirmiştir. Ara yüzeyde tüm örnekler için aynı kıvamda ve homojenlikte seramik uygulaması zor iken, bunu akıcı yapıdaki rezin simanla gerçekleştirmek daha kolay bir süreçtir. Kırılma dayanımı yüksek olsa da Grup CL'de yüksek sayıda numunede (11 adet) dayanak deformasyonu görüldü. Bunlardan birinde restorasyonda çatlak dahi oluşturmada deforme olan dayanak nedeniyle test sonlandırıldı. Yüksek dayanımı nedeniyle kuvveti implant

bileşenlerine ileten CL'ye kıyasla Grup CF'de hiçbir numunede vida gevşemesi dahi görülmemesi nedeniyle, yük birikiminin ara yüzeyde yoğunlaşarak implant bileşenlerine iletilmesini önlemesi ve daha düşük kırılma dayanımına rağmen posterior bölgedeki ortalama çiğneme yükünden yüksek olması nedeniyle, kullanımının daha uygun olduğunu düşünmekteyiz.

Genel tasarımı itibari ile çalışmamızdan farklı olsa da Nossair ve ark, bireysel zirkonya dayanaklar üzerine CAD-on ve konvansiyonel tabakalama ile kron restore etmiştir. CAD-on kronları füzyon seramiği veya siman kullanarak uygulamış ve konvansiyonel tabakalama ile kırılma dayanımlarını karşılaştırmıştır. Simante CAD-on kronların kırılma dayanımlarını ( $1565 \pm 105$  N) daha yüksek bulmuşlardır. Fraktografik analizde, simante CAD-on kronlar, vertikal ilerleyen radyal çatlakların etkisiyle birkaç parça halinde kırılmış ve bu sayede zirkonya dayanağın zarar görmesi önlenmiştir. Çünkü rezin simanın oluşturduğu adeziv tabaka, kırılma öncesi fazla streslerin absorbe olduğu esnek bir tabakadır. Ayrıca bu seramik-rezin hibrit tabaka, yüzey hasarı görmüş restorasyonlarda güçlendirici bir tabaka olarak görev almaktadır. Füzyon seramiği uygulanmış CAD-on kronlarda ( $1289 \pm 103$  N) zirkonya dayanak yüzeyi açığa çıkmaksızın koheziv kırıklar oluşmuştur. Konvansiyonel tabakalamada ise delaminasyon görülmüş ve en düşük kırılma dayanımı değeri ( $1152 \pm 17$  N) elde edilmiştir (146).

Çalışmamızda zirkonyanın yanı sıra tam seramikler sınıflamasında yer alan cam seramiklerin implant üstü kronlardaki dayanımı ölçüldü. Literatürde implant üstü cam seramikler ile ilgili hem in-vitro hem de klinik takip çalışmaları yetersizdir. Mevcut çalışmalar da spesifik materyallerden ziyade minor chipping gibi teknik komplikasyonları içermektedir (229). Hosseini ve ark, cam veya feldspatik seramik ile konvansiyonel tabakalanan zirkonya alt yapılı kronları zirkonya dayanak üzerinde; metal alt yapılı kronları ise titanyum dayanak üzerinde yorulma testine tabi tutmuş ve metal destekli restorasyonların daha dayanıklı olduğunu belirtmiştir. Tabakalama porselenlerinde, cam seramiği feldspatik içerikliye kıyasla daha başarılı bulmuştur. Kırık tiplerini değerlendiren yazar, kırık tiplerinin chippingten alt yapının ve hatta dayanağın kırığına kadar değiştiğini belirtmiştir. Zirkonya dayanaklarda meydana gelen tüm kırılmalarda alt yapıdaki kırılmanın bir sonucu olarak meydana

gelmiştir (229). İmplant üstü tek kronlar ile ilgili yapılmış birkaç in-vitro çalışmada bunu destekler niteliktedir; bu çalışmalarda dayanak, okluzal vida veya implant kırığı meydana gelmiştir (238-240). Çünkü çalışmamızda kullanılan titanyum dayanakların aksine zirkonya veya seramik dayanakların dayanımı daha düşüktür (229). Klinik çalışmalarda ise implant üstü metal destekli seramik ve seramik tek kronlarda; vida gevşemesi, retansiyon kaybı ve veneer seramikte kırık sıklıkla görülmüştür (54). Çalışmamızda kırılmayı indükleyecek bir mekanizma kullanıldığından retansiyon kaybı görülmedi ancak diğer tüm bu komplikasyonlar gözlemlendi.

Çavuşoğlu ve ark, alüminosilikat ve lösit içerikli cam seramik implant üstü tek kronların, dinamik yüklemeye performansını düşük bularak klinik kullanıma uygun olmadığını belirtmiştir. Buna rağmen titanyum dayanak üzerindeki bu restorasyonların üzerindeki yük dağılımını analiz etmek gerektiği belirtilerek (241), bir başka çalışmada sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanmışlardır. Statik yükleme yapılan bu analizde; kronların fonksiyonel okluzal yükleri tolere edilebileceği belirtilmiştir. Kronun servikalinde yoğunlaşan streslerin hem çatlak oluşumunu başlatabileceği hem de yayılmasına yol açabileceği vurgulanmıştır. Yazar, bu mekanik başarısızlıkları optimize edebilmek için cam seramiklerin yapısal olarak modifiye edilmesini önermiştir (242).

Bu cam seramiklerden daha yüksek dayanıma sahip lityum disilikat seramikler, biyouyumluluğu, üstün estetik ve mekanik özellikleri ile inley, onley, ince veneer, kron-köprü ve implant üst yapıları gibi geniş endikasyon alanına sahiptir (243, 244). Kor materyali olarak düşük opasiteye sahip de olsa estetiği artırmak ve yeterli veneer desteği sağlamak için tabakalama uygulanabilmektedir (244). Uzun dönem klinik takip çalışmasında tabakalanan lityum disilikat restorasyonların 5 yıllık başarısı %97.4, 8 yıllık başarısı anteriorda %93.8, posteriorda ise %100 olarak ifade edilmiştir (20). Tam seramiklerle ilgili bir reviewda, tabakalanan lityum disilikat kronların 5 yıllık komplikasyon oranı %4.3 olarak belirtilmiş, hiç kitlesel (bulk) kırık oluşmazken, %2.1 minor chipping görüldüğü ifade edilmiştir. Bu oranlar kullanılan materyalden bağımsız, diğer tam seramiklerden (chipping: %3; kırık: %2.5) düşüktür (245). Sulaiman ve ark, lityum disilikat restorasyonların 4 yıllık klinik takibini yapmış, oldukça düşük kırılma oranları ile (monolitik tek kronlarda: %0.91; tabakalı

tek kronlarda: %1.83), başarılı bulmuştur. Yazar, başarısızlık sebeplerinin yalnızca materyalle ilgili olmadığını, üretim süreci ve diş preparasyonunun da büyük bir etkisi olduğunu vurgulamıştır (246). Uzun dönem klinik veriler, tabakalanan lityum disilikat tek kronların başarılı sonuçlar ortaya koyması nedeniyle hem anterior hem de posterior alanda kullanımını desteklemektedir (20). Ancak bu çalışmalarda implant üstü için ayrı bir başlık açılmamış, dolayısıyla materyalin monolitik tasarım ve konvansiyonel tabakalama uygulaması ile implant üstü restorasyonlardaki başarısı belirsizdir. Diğer analizlere paralel sonuçlar elde eden Cooper ve ark, klinik takip çalışmalarında (2.4 yıl) zirkonya dayanak üzerine lityum disilikat kron (kesici, kanin veya 1. Premolar konumuna) uygulamıştır. Kronun monolitik veya katmanlı tasarımı olması belirsiz olan çalışmanın sonucunda, dayanak veya vida kırığı gözlemlenmemiş, yalnızca minor ve düzenlenebilir teknik komplikasyonlar gözlemlenmiştir (247).

Dibner ve Kelly, lityum disilikat seramikte farklı kalınlıklardaki kor ve veneerin, tabakalı sisteminin yorulma direncine etkisini analiz etmiştir. En yüksek yorulma direnci değeri 0.5 mm kor/1 mm veneer sisteminde ( $610.94 \text{ N} \pm 130.11$ ); en düşük değer ise 1.5 mm kor'da (veneersiz;  $501 \text{ N} \pm 70 \text{ N}$ ) ölçülmüştür. Sonuç olarak veneerlemenin yorulma direncini artırdığı, tabakalı sistemlerde kor kalınlığındansa veneer seramiğin kalınlığının artırılmasının yorulma direnci üzerinde daha olumlu bir katkısı olacağı vurgulanmıştır (248). Ayrıca katmanlı sistemlerde seramik kora uygulanan ince porselen veneer tabakası sistemin dayanımını anlamlı derecede azaltmaktadır (230). Tüm bu sonuçların katkısıyla çalışmamızda 0.6 mm sabit kalınlıkta kor kalınlığı seçilmiştir. Öte yandan, bu çalışmaların aksine Silva ve ark, 1 mm okluzal kalınlığa sahip (kalınlığı azaltılmış) monolitik ( $1535 \text{ N}$ ) ve 2 mm okluzal kalınlığı ile ince veneerlenmiş (yalnızca bukkal 0.5 mm veneerlenen; alt yapı 1.5 mm-  $1610 \text{ N}$ ) lityum disilikat kronların dayanımını incelediği çalışmada, yorulmanın her ikisi üzerinde de güçlü bir etkisi olmadığı sonucuna varmıştır. Yazar tabakalanan zirkonyadan ( $371 \text{ N}$ ) daha başarılı bulduğu lityum disilikat restorasyonların metal destekli porselen restorasyonlarla ( $1304 \text{ N}$ ) kıyaslanabilir olduğunu vurgulamıştır (249). Yorulma testinin bu iki çalışmadaki farklı etkisinin muhtemel sebebi, tabakalamanın standardize yapılmaması ve üretim esnasındaki farklılıklardır (244).

Zhao ve ark, yaptıkları in-vitro çalışmada monolitik lityum disilikat kronların kırılma dayanımını tabakalanan lityum disilikat kronlardan daha yüksek bulmuş, ancak veneer uygulamanın kırılma dayanımı üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Her iki kron restorasyonun yarısına yorulma testi uygulanmış, monolitik kronların olumsuz etkilendiği ancak yorulmanın tabakalanan kronlar üzerinde etkisi olmadığı görülmüştür. Bunun, veneer tabakasının kronlara az da olsa ilave dayanıklılık sağladığı anlamına geldiği belirtmiştir. Yazar, yorulma testi esnasında konvansiyonel tabakalanan hiçbir kron restorasyonunun chipping veya kitlesel kırık göstermemesi, bir başka çalışmada (14) konvansiyonel tabakalanan zirkonya restorasyonların tamamına yakınının (%87.5) başarısız olması nedeniyle lityum disilikat restorasyonların zirkonya restorasyonlardan daha yüksek yorulma direncine sahip olduğunu vurgulamıştır (244).

Çalışmamızda Zhao ve ark'nın çalışmasına paralel şekilde konvansiyonel tabakalanan lityum disilikat restorasyonların kırılma dayanımı ( $2077,37 \pm 356,59$ ) monolitik lityum disilikat restorasyonlara ( $2891,88 \pm 410,12$ ) kıyasla anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur. Veneer tabakası materyalin kırılma dayanımını azaltmıştır. Grup L-M'de 5 adet restorasyonda okluzal vida gevşemesi görülürken, Grup L-T' de 2 adet restorasyonda görülmüştür. Vida gevşemesinin, grup içi değerlendirmede kuvvet artışına bağlı olmasa da, gruplar arası değerlendirmede artan kuvvet nedeniyle gerçekleştiği söylenebilir.

IPS e.max Ceram hem lityum disilikat hem de zirkonya alt yapılarla uyumlu bir tabakalama porselenidir. Termal genleşme katsayısı farkı lityum disilikat seramikle daha yakın olduğundan daha başarılı sonuçlar elde edilmektedir (248). Çünkü iki materyal arasındaki termal genleşme katsayısı farkı, ara yüzeyde stres oluşumuna ve bağlantı dayanımının azalmasına sebep olduğundan kırıklara yol açmaktadır (248, 250). Buna ilaveten, lityum disilikat ve üst yapı porseleni arasında elastisite modülü farkının daha az olması ve lityum disilikat alt yapı ile daha yüksek yorulma direnci sergilemesi de buna katkı sağlamaktadır (244). Çalışmamızda Grup L-T'de zirkonya restorasyonlarda görülen chipping ve delaminasyondan ziyade, monolitik kronlarda olduğu gibi kitlesel kırıkların görülmesi bu durumu destekler niteliktedir. Öte yandan Grup L-T'de elde edilen kırılma dayanım değerinin ( $2077,37$

$\pm 356,59$ ), bir başka çalışmada (11) e.max Ceram ile tabakalanan zirkonya restorasyondan ( $1195 \pm 221$  N) yüksek olması ile buna paralellik gösterse de, çok daha yüksek ( $4323$  N) kırılma dayanımı elde edilen çalışmada (15) mevcuttur. Çünkü, konvansiyonel tabakalama teknik olarak hassas olduğu gibi çok sayıda faktörün etkisinde kalmaktadır (230). Bu nedenle de literatürdeki çalışmalarda, konvansiyonel tabakalamada elde edilen değerler oldukça değişkenlik göstermektedir.

Kim ve ark, monolitik lityum disilikat, preslenen ve konvansiyonel tabakalama uygulanan zirkonya implant üstü restorasyonların kırılma dayanımları kıyasladıkları çalışmalarında, presleme grubunu en yüksek ( $5229.3$  N), lityum disilikat grubunu ise ( $3852.1$  N) konvansiyonel tabakalama grubundan ( $3100.3$  N) yüksek bulsa da iki grup arasında anlamlı bir fark tespit edilememiştir. Ancak lityum disilikat restorasyonların standart sapması daha düşüktür. Çalışmamızda ise Grup L-M'nin standart sapması Grup L-T'den daha yüksek bulunmuştur. Bu durum e.max Ceram'ın diğer çalışmadaki zirkonya alt yapıya kıyasla çalışmamızda uygulandığı cam seramik alt yapıya daha güçlü bağlantısı ile açıklanabilir. Öyle ki hiçbir restorasyonda chipping dahil olmak üzere veneer tabakada kırılma görülmemiştir. Yazar ise standart sapma farklılığını, monolitik restorasyonların uniform yoğunluktaki standardize bloklardan üretilmesi, zirkonya restorasyonlarda ise konvansiyonel tabakalamaya dair teknik problemlerin yüksek olması ile açıklamıştır. Kırıkları değerlendirilen yazar, konvansiyonel tabakalanan restorasyonlarda üst yapıda kırılma gerçekleşirken, presleme grubunda; alt ve üst yapıyı içerecek şekilde restorasyonun komple kırılması söz konusu olduğunu, nedenini de presleme grubundaki porselenin dayanımı daha yüksek bir porselen olması ve alt yapıya güçlü bağlantısı ile açıklamaktadır (144).

Guess ve ark, Kim ve ark' na benzer şekilde monolitik lityum disilikat ve konvansiyonel tabakalanan zirkonya restorasyonları kıyaslamış, ancak farklı olarak bu restorasyonları dentin benzeri kompozit day üzerine uygulamışlardır. Bir diğer farklılıkta yorulma testinin kullanılmış olmasıdır. Konvansiyonel tabakalanan zirkonya restorasyonların (IPS e.max ZirCAD/Ceram ( $1195 \pm 221$  N)) monolitik lityum disilikat (IPS e.max CAD ( $2576 \pm 206$  N)) restorasyonlara kıyasla daha düşük

yükleme sikluslerinde başarısız olduğu ve monolitik lityum disilikat (IPS e.max CAD) restorasyonların yorulmaya dirençli olduğunu belirtilmiştir. Sonuçta IPS e.max CAD ile monolitik kronlarda ( $2576 \pm 206$  N) çalışmamıza yakın değerler ile oldukça yüksek kırılma değerleri elde etmiştir. Bu grupta çalışmamızda olduğu gibi dayanağı açığa çıkaracak şekilde kitlesel kırıklar görülmüş, IPS e.max ZirCAD ile restorasyonlarda ise chipping görülürken delaminasyon ve alt yapı kırığı gözlemlenmemiştir (11). De Kok ve ark, implant üstü konvansiyonel tabakalama uygulanan zirkonya restorasyonu, e.max CAD de dahil olmak üzere çeşitli monolitik restorasyonlar ile kıyaslamış ve monolitik zirkonyadan sonra en yüksek kırılma dayanımını e.max CAD ( $2788$  N) ile, konvansiyonel tabakalanan zirkonyada ( $1477$  N) ise en düşük kırılma dayanımını elde etmiştir. Ancak bu restorasyonların başarısı sınırlı olsa da monolitik kronlarda olduğu gibi büyük kırıkların oluşmaması ve alt yapının sağlam kalması nedeniyle klinik kullanımda kalma oranının diğer restorasyonlardan yüksek olabileceğini belirtmiştir (3).

Bu çalışmaların aksine Johansson ve ark, monolitik lityum disilikat restorasyonları ( $1856$  N) konvansiyonel tabakalanan zirkonya restorasyonların ( $2229$  N) kırılma dayanımından düşük bulmuştur. Yazar bu durumu iki çalışmanın (11) içerdiği farklılıklara dayandırmıştır. Bunlar yorulma testinin uygulanmaması ve lityum disilikat (IPS e.max Press) ile zirkonya kor (NexxZr) materyallerin farklı olmasıdır. Bir diğer sebep de üst yapı porseleninin desteğini artıracak daha kalın alt yapı ve konvansiyonel tabakalama yönteminin standardize olmamasıdır. Öte yandan, monolitik lityum disilikat restorasyonlar aynı çalışmadaki konvansiyonel tabakalanan 2 farklı yüksek translusentlikteki zirkonyadan biriyle yakın, diğerinden daha yüksek kırılma dayanım değerine sahiptir (16).

Baladhandayutham ve ark, zirkonya ve lityum disilikat seramiği, konvansiyonel tabakalama uygulayarak ve monolitik olarak, LAVA DVS (CAD-on) ile karşılaştırmıştır. Tüm restorasyonların kırılma dayanımını molar bölgesindeki çiğneme kuvvetinden büyük bulmuştur. Konvansiyonel tabakalanan zirkonya ( $2655 \pm 590$ ) ve CAD-on grubunun ( $2625 \pm 300$ ) değerleri yakın olsa da CAD-on grubunun standart sapması daha düşük bulunmuş ve bu durum fabrikasyon hatalarının minimum olması ve standardizasyon sağlama kolaylığı ile açıklanmıştır. Öte yandan

tabakalanan lityum disilikat restorasyonlar ( $1732 \pm 315$ ) her iki zirkonya grubundan (konvansiyonel-CAD-on) daha düşük kırılma dayanımına sahiptir (225). Çalışmamıza karşılaştırıldığında yorulma testi, alt yapı ve veneer tabakası kalınlıkları ve CAD-on grubundaki materyaller gibi farklılıklar içerse de kırılma dayanım değerinde CAD-on > monolitik > konvansiyonel tabakalanan lityum disilikat restorasyonlar sıralaması ile benzerlik göstermektedir.

Doğan ve ark, implant üstü CAD/CAM üretilmiş çeşitli tam seramik kronların kırılma dayanımını kıyaslamış, lityum disilikat seramiğin kırılma dayanımını (e.max CAD: 2645 N), feldspatik seramikten (Vita Mark 2: 1130 N) yüksek bulmuştur (93). Çalışmada çiğneme simülatörü uygulanmış olmasına rağmen, L-M ile elde ettiğimiz kırılma dayanım değerine (2891,88 N) oldukça yakın sonuç göstermektedir. Bunu materyalin yüksek yorulma direnci ile açıklamak mümkündür. Diğer çalışmada monolitik tasarımda 1130 N'luk dayanım sergileyen Vita Mark 2, CF'de üst yapı seramiği olarak kullanıldığında 2085,91 N'luk kırılma dayanım değerine ulaştı. Bu zirkonya alt yapının materyalin dayanımını güçlendirmiş olmasına dayandırılabilir. Çalışmamızdaki bir diğer materyal e.max CAD içinde aynı durum söz konusudur. Monolitik tasarımına kıyasla, CL'de 2 katına yaklaşan kırılma dayanım artışı, materyali destekleyen zirkonyayla ilgilidir.

Son dönemde cam seramiklerin yapısına zirkonyum dioksit (%10) eklenerek, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler geliştirilmiştir (251). Materyali güçlendiren cam matriks içindeki zirkonya, çatlak oluşumunu veya ilerlemesini önleyebilmektedir. Materyal, polikristalin seramiklerin dayanıklılığını cam seramiklerin üstün estetik özellikleri ile birleştirmektedir (24, 252). Öte yandan Preis ve ark, Raman spektroskopisinde yapıda, kristalin zirkonya tespit edilmediğini ve zirkonyanın güçlendirici bir partikül olmaktan ziyade camsı fazda çözünmüş olarak bulunduğunu belirtmiştir. Bu nedenle de lityum disilikat seramikler gibi cam seramiklerle oldukça benzer mekanik özellikler gösterdiğini vurgulamıştır (253). İnce grenli, homojen mikroyapısı ile yüksek dayanıklılıktaki bu seramik, geniş bir endikasyon alanıyla CAD/CAM sisteminde kullanılmaktadır. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik bloklar da lityum disilikat seramikte olduğu gibi prekristalize fazda işlenmektedir. Bu sayede manuel olarak da düzenlemeler

yapılabilmektedir. Alt yapı olarak da kullanılabilen seramik, veneerlenebilmektedir (254). Elsaka ve Elnaghy, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik ile lityum disilikat seramiğin mekanik özelliklerini kıyasladıkları çalışmalarında, materyalin lityum disilikat seramikten daha üstün mekanik özelliklere (kırılma tokluğu, fleksural dayanım, elastik modül, ve sertlik) sahip olduğunu vurgulamıştır (102). Traini ve ark ise, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiğin, hem lityum disilikat hem de zirkonya içerikli seramiklere kıyasla üstün mekanik özelliklere sahip, diş minesi ile kıyaslandığında ise posterior alanda dahi kullanılabilecek ölçüde fonksiyonel kuvvetlere dayanıklı olduğunu belirtmiştir (251). Oldukça yeni olan bu materyal ile ilgili literatürdeki az sayıdaki çalışma (22, 107, 252, 254, 255) içersinde kırılma dayanımını ölçen sınırlı sayıdadır (24, 25). Bu çalışmalardan birinde Preis ve ark, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiğin (adeziv simantasyon;  $2612 \pm 853$  N; konvansiyonel simantasyon; 1848-1891 N) en az lityum disilikat seramikler (adeziv simantasyon;  $2528 \pm 668$  N) kadar başarılı olduğunu ve klinik uygulanabilirliğinde herhangi bir kısıtlama bulunmadığını vurgulamıştır. Adeziv simantasyon ile kırılma dayanımı artmış olsa da istatistiksel olarak fark anlamsız bulunmuştur. Çalışmada kullanılan materyal Celtra Duo (DeguDent) olup, bükülme dayanımı Vita Suprinity'den daha düşük ve kristalizasyona ihtiyaç duymayan bir materyaldir (24). Bir diğer çalışmada ise çeşitli CAD/CAM seramikler uygulanan implant üstü monolitik kronların kırılma dayanımı kıyaslanmış; IPS e.max CAD ile restorasyonlarda  $2377 \pm 572$  N, Vita Suprinity ile restorasyonlarda ise  $3056 \pm 642$  N ile en yüksek kırılma dayanımı değeri elde edilmiştir (25). Farklı adeziv simanların kullanıldığı çalışmada simanların kırılma dayanımı üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. Bu çalışmaların aksine Grup LZ-M'nin KD değeri ( $1750,28 \pm 314,96$ ) Grup L-M'den ( $2891,88 \pm 410,12$ ) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük bulunmuş ve çalışmamızın 2. hipotezi kabul edilmiştir. Her iki çalışmada da adeziv simantasyon uygulanmış olması konvansiyonel simantasyon uygulanan çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçtaki farklılıkla ilgili olabilir. Bu nedenle Suprinity ile farklı simanların kullanımının kırılma dayanımı üzerindeki etkinliği ileride değerlendirilmelidir.

Çalışmamızda elde ettiğimiz değerlere oldukça yakın sonuçlar üretici firma Vita'nın kendi çalışmalarında mevcuttur. Çalışmalardan birinde farklı omuz açılarına

sahip implantlar üzerine lityum disilikat seramik ile uygulanarak kıyaslanmıştır. Statik yük uygulanan testte lityum disilikat restorasyon ile oldukça yakın sonuçlar elde edilmekle birlikte ortalama 2000 N'luk kuvvette kırılma gerçekleşmiştir. Üretici firmanın bir başka çalışmasında molar tek kron restorasyonunda ortalama kırılma dayanımı 2262 N olarak belirtilmiştir (256).

Kitlesel kırılmaların gözlemlendiği grupta, kırık parçalar dayanak üzerinde kalmamıştır. Çünkü konvansiyonel simantasyonda kırık parçalar dayanaktan ayrılırken, adeziv simantasyonda bazı parçalar dayanak üzerinde kalabilmektedir (24). İki grup arasındaki (LZ-M ve L-M) kırılmalar incelendiğinde Grup LZ-M' de daha büyük parçalar halinde kırılmalar oluşmuştur. Gözlenen bir diğer farklılıkta kırılma dayanımı testi esnasındaki kuvvet grafiğinde olmuştur. Grup L-M'nin aksine birkaç numunede kuvvet 1000 N civarındayken grafikte duraksama gözlemlenmiştir. Bu değişimin materyalde oluşan iç çatlak gibi deformasyonlar nedeniyle oluşabileceği düşünülmektedir ve kırılma dayanımı indeksi (*brittleness index*) ile açıklamak mümkündür. Kırılma dayanımı indeksi, sertliğin kırılma tokluğuna oranıdır, cam seramiklerin işlenebilirliğini belirleyen bir parametredir ve düşük kırılma dayanımına sahip seramiklerin işlenebilirliği yüksektir (102). Elsaka ve Elnaghy, Vita Suprinity'nin IPS e.max CAD ile kıyaslandığında daha yüksek kırılma dayanımına sahip ve dolayısıyla işlenebilirliğinin daha düşük olduğunu belirtmiştir (102). Sonuçlara da yansıyan bu özellik üretim sürecinde deneyimlenmiş, çalışmada karşılaşılan en büyük sorun Vita Suprinity bloklarının işlenebilirliği olmuştur. Blokların kazınması esnasında çatlak ve chipping gibi sorunlar ile karşılaşılmış ve birkaç restorasyonda üretim tekrarlanmak zorunda kalmıştır. Bu nedenle de üretim esnasında materyalde oluşması muhtemel defektlerin kırılma dayanımını etkilemiş olabileceği düşünülmektedir. Öte yandan materyalin ortalama kırılma dayanımı klinik uygulanabilirliğini mümkün kılacak şekilde posterior bölgedeki ortalama çiğneme yükünden (700-900 N) fazladır (226). Kırılma dayanımı testi sonrası gözlemlenen bir diğer husus da numunelerin yalnızca bir tanesinde dayanak-implant bağlantısını sağlayan okluzal vida gevşemesinin oluşmasıdır. Bu durum kuvvetin daha çok restorasyon üzerinde yoğunlaşmış olması ile yorumlanabileceği gibi diğer gruplara göre daha düşük kuvvet değerlerinde kırılması ile de açıklanabilir. Ancak, Grup LZ-M'de tek vida gevşemesi görülen numuneden daha yüksek değerlerde kırılan

grup içi numunelerin mevcut olması bunu desteklememektedir. Sonuçta, kuvvetin implant bileşenlerine iletilmeksizin restorasyonun okluzalinde yoğunlaşmasıyla ilgili olduğu şeklinde yorumlanmıştır.

Materyalin alt yapı olarak kullanıldığı Grup LZ-T’de, üretici talimatlarında total restorasyon yüksekliğinin %50’den fazlasının Vita Suprinity ile sağlanması zorunlu kılınmış olsa da gruplar arası standardizasyon için buna uyulmamış ve alt yapı kalınlığı 0.6 mm olarak belirlenmiştir. Talimatlarda, seramik tabakasının optimum kalınlığının 0.7-1.2 mm aralığında olması ve 2 mm’i aşmaması tavsiye edilmiştir. Çalışmamızda ise veneer kalınlığı 0.9-1.4 mm aralığında değişmiş ve tavsiye edilen değeri aşmamıştır (104). Alt yapı desteğine kıyasla kalın veneer tabakasına sahip olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı olmasa da Grup LZ-T’de kırılma dayanımı değeri LZ-M ‘ye kıyasla daha yüksek bulunmuştur. Sonuç olarak Vita Suprinity için veneer uygulama kırılma direncini artırarak, kronlara ilave dayanıklılık sağlamıştır. L-M ve L-T arasındaki istatistiksel olarak anlamlı farka karşılık, LZ-M ve LZ-T arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamsız olması nedeniyle 3. hipotezimiz kısmen kabul edildi.

Konvansiyonel tabakalama uygulanan restorasyonların (Grup L-T ve LZ-T) hiçbirinde chipping veya üst yapıda kırılma gözlemlenmemiş, monolitik kron gibi kitlesel kırıklar görülmüştür. Bu durum literatürdeki diğer çalışmalarla (244, 249) uyumludur. Zhao ve ark, bu durumu veneer porseleni ve cam seramik alt yapı arasında fırınlama esnasında gerçekleşen cam faz entegrasyonu ile katmanlı bir sistemin, homojen bir yapıya dönüşmesi ve alt yapı ile üst yapı porseleninin ısıl genleşme katsayısı uyumunun yüksek olması ile açıklamaktadır (244). Ayrıca okluzal tablası ve tüberkül eğimleri azaltılmış tasarımında bunda etkisi olduğunu düşünmekteyiz. Çünkü bu sayede desteksiz keskin porselen yüzeyi olmadığı gibi, düz konturlerdeki restorasyonun homojen yapıda olması da sağlanmıştır. Ayrıca kırıcı ucun üç nokta temasını sağlayacak şekilde yerleşimi sayesinde eşit kuvvet dağılımı da sağlanmıştır.

Grup LZ-T ve Grup L-T arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız da olsa Grup LZ-T’nin kırılma dayanım değeri (2202,55 N) Grup L-T’den (2077,37 N) yüksektir. Bunda Grup LZ-T’de kullanılan veneer porseleni VM-11’in bükülme

dayanımının (100 MPa) e.max Ceram'dan (90 MPa) yüksek olması etkindir. Ayrıca VM-11'in tekrarlayan fırınlamalardan sonra bile boyutsal stabilizasyonun yüksek olmasıyla da ilişkilendirilebilir (104). Bu sayede VM-11 için üretici talimatlarında zorunlu kılınmadığı halde standardizasyon için yapılan çift fırınlama ile homojen yapıya katkı sağlanmış olabilir. Öte yandan Grup L-T'nin standart sapma değeri (356,59) Grup LZ-T' den (503,14) daha düşüktür. Üretici firma, LZ-T'de alt yapıda kullanılan Suprinity için yüzey ıslanabilirliğinin yüksek olduğunu ve bu nedenle veneerleme öncesi astarlama işlemi gerektirmediğini bildirdiği için Grup L-T'nin aksine astarlama işlemi uygulanmamıştır. Bu durum alt yapı ve üst yapı arasındaki bağlantıyı değişken hale getirerek, standart sapmayı artırmış olabilir. Ancak, literatürde VM-11 ile ilgili çalışma bulunmadığından astarlama işleminin etkinliği ilerde değerlendirilmelidir. Bu duruma ait bir diğer gerekçede tabakalı sistemlerde alt yapı ve üst yapı porseleni içeriği ile ara yüzey özelliklerinin etkinliğidir (230). Çünkü her iki gruptaki (L-T ve LZ-T) alt ve üst yapılar farklı içeriktedir. Grup LZ-T'de monolitik kronların bulunduğu Grup LZ-M'den daha fazla ve Grup L-M ile aynı sayıda (5 adet) vida gevşemesi problemi görülmüştür. Bu nedenle katmanlı sistemlerin (delaminasyon ile farklı kırılma davranışı sergileyen CF dışında) vida gevşemesi üzerinde etkili olabileceğini söylemek mümkün değildir. Genel olarak bakıldığında vida gevşemesini, grup içi değerlendirmelerde artan kuvvet değerleriyle ilişkilendirmek mümkün olmasa da, gruplar arası değerlendirmede artan kırılma dayanım değerleri ile ilişkilendirilebilir.

Stawarczyk ve ark lityum disilikat ve zirkonya restorasyonların yüksek dayanıma sahip olması nedeniyle rezin siman ile simantasyonunun kırılma dayanımını artırmayacağını vurgulamıştır (187). Çalışmamızda sınırlı sayıda dayanak kullanıldığından ve adeziv simantasyonun değişiklik yapmayacağından yola çıkılarak, çinko fosfat siman tercih edilmiştir. Bu sayede dayanakların test sonrası kolayca temizlenebilmesi de amaçlanmıştır. Yine de farklı simanların restorasyonların kırılma dayanımı üzerindeki etkinliği ilerde değerlendirilmelidir. Resin siman kullanıldığında, simanın hidrate olabilmesi için test uygulaması öncesi minimum 7 gün suda bekletme önerilmektedir (11). Ancak konvansiyonel simantasyon yapıldığından 24 sa suda bekletme uygulanmıştır.

Sağlıklı ve genç bireylerde posterior bölgede ısırma kuvveti kadınlarda yaklaşık olarak 597 N, erkeklerde 847 N'dur. Bu değer maksimum 900 N'a ulaşmaktadır (144). Molar bölgedeki maksimum çiğneme kuvvetinin ortalama 700-900 N aralığında, maksimum değer ise 2000 N'un altında olduğu belirtilmiştir (226). Bir başka çalışmada çiğneme kuvvetinin molar bölgede 100-200 N arasında değiştiği, travma veya kazayla sert bir cisim ısırma esnasında 965 N'a kadar çıktığı; sonuçta restorasyonun kırılma direncinin 1000 N üzerinde olmasının iyi bir klinik performans için gerekli olduğu vurgulanmıştır (17). Ferrario ve ark ise bu değeri posteriorda ortalama 700 N ve maksimum 1221 N olarak belirtmiştir (257). Posterior bölgedeki ortalama okluzal yükler daha büyük olduğundan bu bölgedeki implantların aşırı yüklemeye maruz kalma riski fazladır (47). Ancak çalışmadaki tüm grupların kırılma değerleri posterior bölgedeki ortalama ısırma kuvvetinden büyüktür. Limitasyonlar dahilinde yalnızca vertikal ve statik yük uygulanmış olması ve hidrotermal etkilerin bulunmaması klinik koşulları tam olarak yansıtmasa da implant üstü kronla ilgili klinik uygulamalara dair yardımcı olacağını düşünmekteyiz.

Dental implant sistemlerinde oluşan streslerin analizinde, fotoelastik analiz, FEA ve kemik yüzeyde kuvvet ölçümü gibi yöntemler kullanılmaktadır. FEA, kompleks geometrileri doğru modelleyebilmesi ve kolay modifikasyon sağlayabilmesi, iç streslerin analizi gibi çeşitli avantajlar sağlamaktadır (258). Ayrıca diğer biomekanik çalışmaların analizinde yetersiz kalabildiği, protez-implant-kemik kompleksinde oluşan streslerin ve deformasyonların tanımlanmasında önemli bir araçtır (259). Bu nedenle, çeşitli implant tasarımlarının biyomekanik performansı ve implant başarısında etkili klinik faktörlerin analizinde yaygın olarak kullanılan FEA (258), çalışmamızda farklı tam seramik materyalleri ve tabakalama sistemlerinin implant bileşenlerine kuvvet iletiminin analizinde kullanıldı.

FEA'da kemik ve seramik gibi kırılğan materyaller için max. ve min. asal gerilimler, metaller gibi çekilebilir materyaller için ise Von Misses stres değerleri kullanılabilir. Max. asal gerilim çekme gerilimini, min. asal gerilim baskı (sıkışma) tip gerilimi, Von Misses ise tüm yapıda oluşan stres değerlerini ifade etmektedir (196).

El-Anwar ve ark, FEA ile farklı kron ve implant materyallerinin kemikteki yük dağılımını analiz ettiği çalışmasında, düşük elastisite modülüne sahip kron materyallerinin uygulanan yükü daha fazla absorbe ettiğini bildirmiştir. Bu sayede implant-dayanak kompleksine ve sonuçta çene kemiğine daha az yük iletildiği, kemikte oluşan streslerin de azaldığı görülmüştür. Çalışmada kron materyali olarak, E.max, zirkonya ve altın alaşımı tercih edilmiştir. E.max altın alaşımından daha düşük elastisite modülüne sahip olması nedeniyle daha yumuşak bir materyal olarak nitelendirilmektedir. Buna rağmen altın kronun daha fazla yükü absorbe etmesi, Poisson oranına bağlanmıştır. E.max'in daha düşük Poisson oranına sahip olması nedeniyle absorbe ettiği enerjinin azaldığı belirtilmiştir. Sonuçta analiz edilen üç materyal içerisinde altın en yüksek enerji absorpsiyonu ile en başarılı bulunmuştur (258). Soliman ve ark da buna paralel, daha yumuşak kron materyallerinin çene kemiğine daha az kuvvet ilettiğini bildirmiş, kemiği zayıf veya kalsiyum yüzdesi düşük hastalarda bu tarz malzemelerin kullanımını önermiştir (260). Sevimay ve ark buna zıtlık göstermekle birlikte, daha rijit ya da elastik materyal kullanımının kemik dokuda stres dağılımı ve miktarını etkilemediğini, dayanak ve krondaki stres dağılımını ve lokalizasyonunu etkilediğini bildirmiştir (261).

Junior ve ark, implant üstü tek kronlarda farklı materyallerin (NiCr full metal kron; diğer üç grup ise NiCr alt yapı üzerine; kompozit rezin, akrilik rezin, ve feldspatik porselen) ve iki farklı implant çapının (3.75 mm ve 5.00 mm) kemikteki yük dağılımına etkisini araştırmıştır. Sonuçta, veneerleme materyalinin etkisi olmadığı, ancak artan implant çapının yük dağılımı üzerine faydalı olduğu belirtilmiştir (262). Wang ve ark da buna paralel, implant üstü tek kronda farklı protez materyallerinin (altın alaşımı, rezin ve porselen) kemik dokudaki yük dağılımında anlamlı bir etki oluşturmadığını bildirmiştir. Yazar bu durumu, farklı kron materyallerinin yük altındaki yer değiştirmelerinin farklı olmasına rağmen, dayanak-implant ara yüzeyi ve ardından implant-kemik ara yüzeyine aktarılan toplam enerjinin benzer olması ile açıklamıştır (263). Çiftçi ve Canay ise bu sonuçların aksine, rezin materyallerin kemikteki stresi azalttığını bildirmiştir (264).

Andrei ve ark, mandibular molar implant üstü tek kron üzerine akrilik, metal-kompozit ve metal-seramik uyguladıkları FEA çalışmalarında, kemikte ve okluzal

vida üzerindeki stres değerleri karşılaştırıldığında metal-kompozit kullanımını daha uygun bulmuş, kompozit bileşende kırık riskinin bulunmadığını eklemiştir. Akrilik rezinin kemikte yüksek streslere neden olduğu ve ancak kısa bir dönem için geçici restorasyon olarak kullanılabileceği belirtilmiştir (265).

Güngör ve Yılmaz, zirkonya ve titanyum implantlara, lityum disilikat ve zirkonya restorasyonlar uygulamıştır. FEA sonucunda, implant materyalinin stres dağılımını değiştirdiği, restoratif materyalin ise kemikteki yük dağılımına etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Restorasyonlar değerlendirildiğinde ise zirkonya korda daha yüksek stres birikimi olduğunu bildirmiştir (266). Zheng ve ark da buna paralel, aynı üst yapı porselenini farklı kor yapılara uyguladığı FEA çalışmasında, zirkonya restorasyonlarda kor ve üst yapı arasındaki stres birikiminin altın alaşımı veya lityum disilikat kora kıyasla daha yüksek olduğunu bildirmiştir (267). Bu durum üst yapı porseleninin elastisite modülü azaldıkça kor üzerinde stres birikiminin artmasıyla ilişkilendirilmiştir (266). Çalışmamızda bununla uyum göstermekle birlikte kor ve üst yapı arasında ara yüzey materyalinin mevcut olması ile aynı koşulları yansıtmassa da, Vita Mark 2 tüm gruplar içinde en düşük elastisite modülüne sahip üst yapı seramiğidir ve koru üzerinde en yüksek stres birikimi (52.1 MPa) gözlemlenmiştir. Ayrıca, kor ve üst yapı porseleni arasındaki elastisite modülü farkı arttıkça da kor üzerindeki stres birikimi arttığı bildirilmektedir (266). Çalışmamızda aynı şekilde, üst yapısı ile arasında elastisite modülü farkı daha fazla olan E.max CAD alt yapıda, Vita Suprinity alt yapıya kıyasla daha yüksek stres birikimi (33.8-30.7 MPa) gözlemlenmiştir. E.max CAD alt yapı-E.max Ceram üst yapı elastisite modülü değerleri: 95-64 GPa; Vita Suprinity alt yapı-Vita VM-11 üst yapı elastisite modülü değerleri: 70-65 GPa'dır.

De Kok ve ark, farklı seramik ve kompozit rezinler kullandığı implant üstü kronların kırılma dayanımını kıyasladığı çalışmasında, bu materyallerden E.max (monolitik) ve kompozit rezinin FEA ile analizini yapmıştır. Analiz sonucunda, dayanağın koronali ve kron-yük uygulayıcı uç arasında en yüksek baskı (sıkışma) gerilimi oluşurken, en yüksek çekme geriliminin ise dayanak koronalinin hemen yanı ve fissür bölgesinde olduğu gözlemlenmiştir (3).

Kanat ve ark, zirkonya alt yapıya farklı veneerleme teknikleri uyguladıkları çalışmalarının FEA analizinde, lityum disilikat-füzyon seramik kullanılan CAD-on grubunda seramikte biriken streslerin zirkonyaya yayıldığını, tabakalama grubunda (zirkonya alt yapı-E.max Ceram üst yapı) ise büyük ölçüde seramik içinde ve bağlanma ara yüzeyi boyunca alt yapıda yoğunlaştığını belirtmiştir (15). Diğer çalışmalarında, feldspatik seramik-rezin siman kullanılan CAD-on grubunda, düşük elastisite modülüne sahip üst yapı seramiğinde streslerin yalnızca kuvvetin uygulandığı alanda, daha az miktarda yoğunlaştığını, tabakalama grubunda (zirkonya alt yapı-Vita VM-9 üst yapı) ise üstyapı seramiği içinde biriken streslerin, bağlanma ara yüzeyi ve altyapı olmak üzere geniş alanlara yayıldığı görülmektedir (145). CAD-on gruplarının FEA sonucu çalışmamızla kıyaslandığında, CL ve CF'deki stres dağılımında yukardaki çalışmada olduğu üzere stresin yoğunlaştığı bölgeler farklılık içermemekte, tek fark; stresin CF'de daha yoğun bir şekilde alt yapı boyunca iletilmesidir.

Schmitter ve ark, zirkonya alt yapı ve lityum disilikat seramik üst yapı kullandıkları CAD-on kronların yarısını rezin siman, diğer yarısını füzyon seramik ile birleştirdikleri çalışmasında FEA analizi uygulamıştır. Ara yüzey materyalinin zirkonya alt yapıya kuvvet iletiminde oldukça etkili olduğunu vurgulamış, rezin siman kullanımı ile daha rezilient bir ara yüzey sayesinde, daha uniform bir kuvvet dağılımı gerçekleşmiş ve zirkonya alt yapıda daha düşük basma ve çekme gerilimi oluşmuştur (152). Çalışmamızda ara yüzey materyali olarak rezin siman kullanılan CF'de en yüksek çekme gerilimlerinin belirlenmiş olması ile sonuçlar farklılık arz etse de, üst yapı seramiğinin farklı olması (feldspatik seramik; Vita Mark 2) nedeniyle birebir kıyaslama yapılamamaktadır. Çünkü kor üzerine iletilen kuvvetin artmasına neden olan feldspatik seramiğin düşük elastisite modülü, rezin simanın etkinliğini önemsiz hale getirecek düzeydedir.

Eskitaşçıoğlu ve ark, 1'den 3'e kadar artan sayıda noktadan yük uygulamanın implant üstü kron ve destekleyici kemikte oluşturduğu etkiyi FEA ile analiz etmiş, 2 veya 3 noktadan yük uygulamanın kron üzerindeki stresi artırdığını ancak kemiğe iletilen yükü azalttığını vurgulamıştır. Sentrik ilişkide üç noktadan daha az temas olmaması gerektiği belirtilirken (268), çalışmamızda bu tripod okluzal kontağı

sağlayarak klinik koşulları yansıtmak ve aynı zamanda kırılma dayanımı testindeki uygulama alanını da simüle edebilmek için kron merkezinden (258) üç noktadan 100 N'dan, toplam 300 N'luk (237, 242, 261, 268-272) yük uygulandı. Kron merkezinin tercih edilme sebebi ise; vertikal yüklerin implant uzun aksı boyunca uygulanmasını (258), bu sayede en ideal kuvvet iletimi ve implant içi eğilme momentlerini azaltmak için önerilmesidir (273).

Dental implantlara FEA uygulanırken, yalnızca vertikal veya horizontal kuvvetlerin değil aynı zamanda okluzal yükleri daha gerçekçi yansıtan kombine yüklerin de (oblik okluzal yükler) yer alması gerekir (192). Ancak çalışmamızın limitasyonları dahilinde yalnızca vertikal yük uygulanmıştır ve ileride klinik koşulları daha iyi yansıtan yüklemelerle analize ihtiyaç vardır. Ayrıca analizde kullanılan kronun geometrik formu tüm molar kronlar için aynı olmayacağı gibi bu modele spesifik bir stres dağılımı göstermiş olabilir. Bu nedenle de okluzal yüzeydeki küçük değişikliklerle dahi stres dağılımında değişiklik gözlenebilir (270). Ancak çalışmamızda, kırılma dayanımı uygulanan farklı grupların, implanta ve kemiğe ilettikleri yükü kıyaslamak amaçlandığından bu durum göz ardı edilebilir. Bir diğer limitasyonda, modellenen tüm yapıların homojen, izotropik ve lineer elastiklikte kabul edilmesidir. Ancak kemiğin kortikal tabakası homojen olmadığı gibi enine izotropiktir. Kemik-implant ara yüzeyi %100 osseointegre kabul edilmiş (274, 275) olsa da klinik durumlarla tam uyuşmamaktadır (275). Ayrıca elastisite modülü ve poisson oranı da sabit tutulmuş (276) ve siman tabakası da analizde dikkate alınmamıştır (261, 266, 268, 270, 274). Tüm bu limitasyonlar nedeniyle FEA sonuçları dikkatle yorumlanmalıdır (275).

Destekleyici kemik, implanta iletilen yükün yönü ve büyüklüğünden etkilendiğinden veneerleme materyalinin stres dağılımı üzerindeki etkisi oldukça önemlidir. Çünkü gelen okluzal yükler dağılmazsa osseointegrasyonun bozulmasına yol açabilmektedir (262). Yaptığımız analizde diğer çalışmalarla uyumlu şekilde, kemikte krestal bölgede, implant boynu hizasında streslerin yoğunlaştığı görülmektedir (261, 277, 278). Çalışmamızdaki restorasyonlar yakın sonuçlar sergilemekle birlikte, monolitik restorasyonların kemikte biriken stresi azalttığı görülmektedir (Bkz. Şekil 4.18 ve 4.20). İmplant üzerindeki stres birikimi

kıyaslandığında monolitik restorasyonlarda daha düşük miktarda stres birikimi görülmesi de bu durumu destekler niteliktedir. Monolitik tasarımda stresler seramik üzerinde yoğunlaştığından, implanta ve nihayetinde kemiğe daha az iletilmektedir. Katmanlı sistemlerin kemik üzerinde oluşturduğu baskı ve çekme gerilimleri yakın değerlerde olmakla birlikte sıralamasal bakıldığında, yüksek baskı gerilimine yol açan restorasyonda, yol açtığı çekme dayanımının azalmasıyla doğru orantı mevcuttur.

Dayanak üzerindeki Von Misses stresleri değerlendirildiğinde, monolitik restorasyonlardan farklı olarak, katmanlı sistemlerde dayanakta platform altı bölgede de yoğun stres birikimi görülmüştür. max. stres birikimi CL hariç tüm restorasyonlarda dayanağın koronalinde görülürken, CL’de platform altı bölgede yoğunlaşan stresler, oldukça yüksek değerlerde kırılan grup restorasyonlarında, kırılma dayanım testi sonucu karşılaşılan dayanak ve implant boyun bölgesi deformasyonlarını desteklemektedir.

CF’de restorasyon üzerindeki Von Misses stresleri değerlendirildiğinde, streslerin alt yapı-üst yapı birleşimi çevresine yayılmaktan ziyade, alt yapı boyunca iletildiği görülmektedir. Yüksek yoğunluktaki stres iletimi CF’de ara yüzey materyalinin daha rezilient olması nedeniyle gerçekleşmiş olabilir. CL’de de stresler benzer dağılım ile alt yapıya kadar iletilmişse de çoğunluğu kitlesel kırılan CL’ye karşı hepsinde delaminasyon görülen CF ile iki restorasyonun kırılma davranışları farklılık içermektedir. Bunun sebebi ara yüzey materyallerinin içeriği ve karakteristiğinin FEA’ya yansıtılma zorluğudur. Şöyle ki füzyon seramiği fırınlama esnasında alt ve üst yapının tam entegrasyonunu sağlayan birleştirici bir unsurken, oldukça düşük elastisite modülüne sahip rezin siman, kuvveti absorbe eden bir ara yüzey davranışı sergilemektedir. Sonuçta mekanik özellikleri zayıf ara yüzey nedeniyle üst yapı alt yapıdan ayrılmaktadır.

CF, alt yapıda en yüksek çekme gerilimlerinin belirlendiği restorasyondur ve kırılma dayanım testi esnasında tüm grup restorasyonlarında delaminasyon görülmesi ile test sonuçları stresin ara yüzeyde yoğunlaşmasını desteklemektedir. FEA bulguları ile materyaldeki kırılma davranışı arasında bağlantı kurabilmek mümkün olsa da, hiçbir grup restorasyonunda vida gevşemesi dahi görülmediğinden kemik

üzerine stres iletiminin daha az olacağı öngörülen CF, kemikte en yüksek Von Misses stres birikimi görülen restorasyon olmuştur. Bu durumu materyalin deforme olduğu anı, stres dağılımına yansıtmayan, lineer uygulanan FEA ve kırılma dayanım testi değerleri ile FEA'daki yükleme değerlerinin farklı olması ile açıklamak mümkündür.

Farklı alt yapı materyalleri kullanılmış olmasına rağmen, katmanlı restorasyonlara genel olarak bakıldığında ise, CL ve CF'de ara yüzey materyalleri sayesinde alt yapının koronalinde daha fazla stres biriktiği gibi, L-T ve LZ-T'ye kıyasla alt yapının tamamında daha homojen stres dağılımı görülmektedir. Bununla birlikte, L-T ve LZ-T'nin monolitik tasarımları L-M ve LZ-M ile kıyaslamasında çekme gerilimlerinin dağılımında farklılık izlenmemiştir. Sonuçta katmanlı sistemlerde stres dağılımında ara yüzey materyalinin etkili olduğu çıkarımında bulunulabilir.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

İmplant üstü kronlarda, CAD/CAM ile üretilen farklı materyallerin ve veneerleme yöntemlerinin kırılma dayanımlarının ve protez-dayanak-implant kompleksi ve kemiğe ilettikleri streslerin FEA ile incelendiği çalışmanın sonucunda;

1. Literatürden farklı olarak, lityum disilikat seramik implant üstü kronun kırılma dayanımı, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik krontan yüksek bulundu.
2. Monolitik tasarıma kıyasla konvansiyonel tabakalama, lityum disilikat seramik kronun kırılma dayanımını azaltırken, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiğin kırılma dayanımını anlamlı olmamakla birlikte artırdı.
3. CAD-on sistemlerinin implant üstü kronlarda kullanımı, diş destekli restorasyonlarda kullanımıyla uyumlu şekilde, lityum disilikat seramik üst yapı içeren CAD-on sisteminin, feldspatik seramik üst yapı içeren CAD-on sisteminden daha yüksek kırılma dayanımı ile sonuçlandı.
4. Restoratif materyaller dayanak, implant ve kemik üzerindeki stres dağılımını etkilemedi.
5. Monolitik restorasyonlar ile implant ve kemiğe daha az stres iletildiği gözlemlendi.

Literatür dahilinde, CAD-on sisteminin ve güncel cam seramiklerin monolitik veya konvansiyonel tabakalama ile implant üstü kronlarda kullanımının kırılma dayanımına ve implant bileşenlerine kuvvet iletimi konusundaki etkileri kıyaslamalı olarak ilk kez analiz edilmiştir. Sonuçta implant üstü kronlarda monolitik tasarımın faydalı olduğu düşünülse de, klinik çalışmalarla desteklenme ihtiyacı bulunmaktadır.

## 7. KAYNAKÇA

1. **Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G.** Long-term survival and success of oral implants in the treatment of full and partial arches: a 7-year prospective study with the ITI dental implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **2004**;19(2):247-59.
2. **Pjetursson BE, Karoussis I, Burgin W, Bragger U, Lang NP.** Patients' satisfaction following implant therapy. A 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res.* **2005**;16(2):185-93.
3. **de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ.** Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent.* **2015**;114(1):59-66.
4. **Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP.** Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res.* **2001**;12(1):26-34.
5. **Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL.** Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* **2005**;16(1):26-35.
6. **Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcon-Antenucci RM, Santiago Junior JF, de Faria Almeida DA.** Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: a 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent.* **2015**;114(5):644-51.
7. **Taguchi K, Komine F, Fushiki R, Blatz MB, Kamio S, Matsumura H.** Fracture resistance of single-tooth implant-supported zirconia-based indirect composite-layered molar restorations. *Clin Oral Implants Res.* **2014**;25(8):983-91.
8. **Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR.** Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent.* **2009**;4(2):130-51.
9. **Benetti P, Pelogia F, Valandro LF, Bottino MA, Bona AD.** The effect of porcelain thickness and surface liner application on the fracture behavior of a ceramic system. *Dent Mater.* **2011**;27(9):948-53.
10. **Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA.** Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *J Prosthodont.* **2009**;18(8):645-8.
11. **Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP.** Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont.* **2010**;23(5):434-42.
12. **Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA.** Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clin Oral Investig.* **2009**;13(4):445-51.
13. **Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D.** High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings—a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater.* **2009**;25(1):121-8.
14. **Schmitter M, Mueller D, Rues S.** Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent.* **2012**;40(2):154-62.
15. **Kanat B, Çömlekoğlu EM, Dünder Çömlekoğlu M, Hakan Sen B, Özcan M, Ali Güngör M.** Effect of Various Veneering Techniques on Mechanical Strength of Computer-Controlled Zirconia Framework Designs. *J Prosthodont.* **2014**;23(6):445-55.

16. **Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P.** Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odont Scand.* **2014**;72(2):145-53.
17. **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. *Dent Mater.* **2014**;30(9):954-62.
18. **Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G.** A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc.* **2010**;141 Suppl 2:10S-4S.
19. **Martinez-Rus F, Ferreiroa A, Ozcan M, Bartolome JF, Pradies G.** Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **2012**;27(6):1448-55.
20. **Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D.** Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig.* **2013**;17(1):275-84.
21. **Albrecht T, Kirsten A, Kappert HF, Fischer H.** Fracture load of different crown systems on zirconia implant abutments. *Dent Mater.* **2011**;27(3):298-303.
22. **Rinke S, Rödiger M, Ziebolz D, Schmidt A-K.** Fabrication of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic Restorations Using a Complete Digital Workflow. *Case Rep Dent.* **2015**; Article ID 162178
23. **McLaren EA, Figueira J.** Updating Classifications of Ceramic Dental Materials: A Guide to Material Selection. *Compend Contin Educ Dent.* **2015**;36(6):400-5.
24. **Preis V, Behr M, Hahnel S, Rosentritt M.** Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dent Mater.* **2015**;31(11):1363-9.
25. **Weyhrauch M, Igiel C, Scheller H, Weibrich G, Lehmann KM.** Fracture Strength of Monolithic All-Ceramic Crowns on Titanium Implant Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **2016**;31(2):304-9.
26. **Scherrer SS, de Rijk WG.** The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont.* **1993**;6(5):462-7.
27. **Kohal R-J, Kilian JB, Stampf S, Spies BC.** All-ceramic single crown restauration of zirconia oral implants and its influence on fracture resistance: An investigation in the artificial mouth. *Mater.* **2015**;8(4):1577-89.
28. **Pye AD, Lockhart DE, Dawson MP, Murray CA, Smith AJ.** A review of dental implants and infection. *J Hosp Infect.* **2009**;72(2):104-10.
29. **Misch CE.** Dental implant prosthetics, second Ed., St. Louis, Missouri: Elsevier Health Sciences; **2014**:26.
30. **Miller M, Darbar UR, Morkus S.** Temel İmplantolojiye Giriş, 1. baskı, Blackwell Publishing Limited; 2010:2.
31. **Branemark R, Branemark P, Rydevik B, Myers RR.** Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. *J Rehabil Res Dev.* **2001**;38(2):175.

32. **Stellingsma C, Vissink A, Meijer H, Kuiper C, Raghoobar G.** Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med.* **2004**;15(4):240-8.
33. **Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J.** Contemporary fixed prosthodontics, fifth ed, St. Louis, Missouri: Elsevier Health Sciences; **2015**:320-1.
34. **McCracken M.** Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. *J Prosthodont.* **1999**;8(1):40-3.
35. **Ellingsen JE, Thomsen P, Lyngstadaas SP.** Advances in dental implant materials and tissue regeneration. *Periodontol 2000.* **2006**;41:136-56.
36. **Zhao B, van der Mei HC, Subbiahdoss G, de Vries J, Rustema-Abbing M, Kuijter R, et al.** Soft tissue integration versus early biofilm formation on different dental implant materials. *Dent Mater.* **2014**;30(7):716-27.
37. **Hansson H, Albrektsson T, Brånemark P.** Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. *J Prosthet Dent.* **1983**;50(1):108-13.
38. **Oshida Y, Tuna EB, Aktören O, Gençay K.** Dental implant systems. *Int J Molec Sci.* **2010**;11(4):1580-678.
39. **Malet J. MF, Bouchard P.** Her Yönüyle İmplant Dişhekimliği, 1.baskı, Wiley-Blackwell;**2014**.
40. **Zitzmann NU, Krastl G, Hecker H, Walter C, Waltimo T, Weiger R.** Strategic considerations in treatment planning: deciding when to treat, extract, or replace a questionable tooth. *J Prosthet Dent.* **2010**;104(2):80-91.
41. **Misch CE.** Endosteal implants for posterior single tooth replacement: alternatives, indications, contraindications, and limitations. *J Oral Implantol.* **1999**;25(2):80-94.
42. **Branemark PI.** Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* **1983**;50(3):399-410.
43. **Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson B, Lindström J, Ohlsson Å.** Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* **1969**;3(2):81-100.
44. **Le Guehennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y.** Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater.* **2007**;23(7):844-54.
45. **Javed F, Romanos GE.** The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent.* **2010**;38(8):612-20.
46. **Brunski JB.** Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **1988**;3(2):85-97.
47. **Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E.** The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent.* **2002**;30(7-8):271-82.
48. **Rubo JH, Capello Souza EA.** Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res.* **2010**;12(2):105-13.
49. **Bidez MW, Misch CE.** Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent.* **1992**;1(4):289-94.

50. **Sohn BS, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Lee SY.** Strain of implants depending on occlusion types in mandibular implant-supported fixed prostheses. *J Adv Prosthodont.* **2011**;3(1):1-9.
51. **Schwarz MS.** Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* **2000**;11 Suppl 1:156-8.
52. **Yuan JC, Sukotjo C.** Occlusion for implant-supported fixed dental prostheses in partially edentulous patients: a literature review and current concepts. *J Periodontal Implant Sci.* **2013**;43(2):51-7.
53. **Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M.** Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res.* **2007**;18 Suppl 3:97-113.
54. **Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP.** A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res.* **2008**;19(2):119-30.
55. **Baran G, Boberick K, McCool J.** Fatigue of restorative materials. *Crit Rev Oral Biol Med.* **2001**;12(4):350-60.
56. **Dahiya V, Sharma P, Kaur P.** Kinesthetic ability with osseointegrated implants. *J Dent Implants.* **2012**;2(1):42.
57. **Akca K, Uysal S, Cehreli MC.** Implant-tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. *Clin Oral Implants Res.* **2006**;17(3):331-6.
58. **Taylor TD, Wiens J, Carr A.** Evidence-based considerations for removable prosthodontic and dental implant occlusion: a literature review. *J Prosthet Dent.* **2005**;94(6):555-60.
59. **Higaki N, Goto T, Ishida Y, Watanabe M, Tomotake Y, Ichikawa T.** Do sensation differences exist between dental implants and natural teeth?: a meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* **2014**;25(11):1307-10.
60. **Grieznis L, Apse P, Blumfelds L.** Passive tactile sensibility of teeth and osseointegrated dental implants in the maxilla. *Stomat.* **2010**;12(3):80-6.
61. **Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Burgin W.** Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **1995**;10(3):345-53.
62. **Hammerle CH, Wagner D, Bragger U, Lussi A, Karayiannis A, Joss A, et al.** Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. *Clin Oral Implants Res.* **1995**;6(2):83-90.
63. **Tzakis MG, Linden B, Jemt T.** Oral Function in Patients Treated with Prostheses on Brånemark Osseointegrated Implants in Partially Edentulous jaws: A Pilot Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **1990**;5(2):124-32.
64. **Misch CE.** . Dental implant prosthetics, second Ed., St. Louis, Missouri: Elsevier Health Sciences; **2014**:878.
65. **Bragger U, Krenander P, Lang NP.** Economic aspects of single-tooth replacement. *Clin Oral Implants Res.* **2005**;16(3):335-41.

66. **Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A.** A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* **2012**;23(s6):22-38.
67. **Weber H, Sukotjo C.** Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient? International. *J Oral Maxillofac Implants.* **2007**;22:140.
68. **Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T.** Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **2000**;15(1):66-75.
69. **Lee A, Okayasu K, Wang HL.** Screw- versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant Dent.* **2010**;19(1):8-15.
70. **Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G.** Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* **2011**;26(5):1102.
71. **Chaar MS, Att W, Strub JR.** Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review. *J Oral Rehabil.* **2011**;38(9):697-711.
72. **Emms M, Tredwin CJ, Setchell DJ, Moles DR.** The Effects of Abutment Wall Height, Platform Size, and Screw Access Channel Filling Method on Resistance to Dislodgement of Cement-Retained, Implant-Supported Restorations. *J Prosthodont.* **2007**;16(1):3-9.
73. **Wittneben JG, Buser D, Salvi GE, Burgin W, Hicklin S, Bragger U.** Complication and failure rates with implant-supported fixed dental prostheses and single crowns: a 10-year retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* **2014**;16(3):356-64.
74. **Bonfante EA, Suzuki M, Lorenzoni FC, Sena LA, Hirata R, Bonfante G, et al.** Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns. *Dent Mater.* **2015**;31(8):e168-77.
75. **Jones DW.** Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am.* **1985**;29(4):621-44.
76. **Korkmaz C.** Tam seramiklerin dişhekimliğindeki yeri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* **2014**;24(1):136-40.
77. **O'brien W.** Magnesia ceramic jacket crowns. *Dent Clin North Am.* **1985**;29(4):719-23.
78. **McLean JW.** Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* **2001**;85(1):61-6.
79. **Van Dijken J.** All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Comp Cont Educ Dent.* **1999**;20(12):1115-24, 26
80. **Hondrum SO.** A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* **1992**;67(6):859-65.
81. **Brochu J-F, El-Mowafy O.** Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-a literature review. *J Can Dent Assoc.* **2002**;68(4):233-8.
82. **Küçük BE, Kunt GE.** Lityum disilikat seramikler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* **2012**;5:123-31.
83. **Giordano R.** Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* **2006**;137 Suppl:14S-21S.

84. **Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR.** Phillips' science of dental materials, twelfth Ed., St. Louis, Missouri: Elsevier Health Sciences; **2013**:421-432.
85. **Von Fraunhofer JA.** Diş hekimliğinde maddeler bilgisi, 2. baskı, John Wiley & Sons; **2013**:80-1.
86. **Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Brackett SE.** Sabit protezin temelleri, 3.baskı, **2010**:431.
87. **Lucchetti MC, Fratto G, Valeriani F, De Vittori E, Giampaoli S, Papetti P, et al.** Cobalt-chromium alloys in dentistry: An evaluation of metal ion release. *J Prosthet Dent.* **2015**;114(4):602-8.
88. **Xin XZ, Chen J, Xiang N, Gong Y, Wei B.** Surface characteristics and corrosion properties of selective laser melted Co-Cr dental alloy after porcelain firing. *Dent Mater.* **2014**;30(3):263-70.
89. **Denry I, Holloway JA.** Ceramics for dental applications: a review. *Mater.* **2010**;3(1):351-68.
90. **Lee J-J, Song K-Y, Ahn S-G, Choi J-Y, Seo J-M, Park J-M.** Evaluation of effect of galvanic corrosion between nickel-chromium metal and titanium on ion release and cell toxicity. *J Adv Prosthodont.* **2015**;7(2):172-7.
91. **Tuna SH, Ozcicek Pekmez N, Kurkcuoglu I.** Corrosion resistance assessment of Co-Cr alloy frameworks fabricated by CAD/CAM milling, laser sintering, and casting methods. *J Prosthet Dent.* **2015**;114(5):725-34.
92. **Shenoy A, Shenoy N.** Dental ceramics: An update. *J Conser Dent.* **2010**;13(4):195.
93. **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. *J Prosthodont.* **2015**:1-6. doi: 10.1111/jopr.12393
94. **Li RW, Chow TW, Matinlinna JP.** Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res.* **2014**;58(4):208-16.
95. **Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA.** A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont.* **2015**;28(3):227-35.
96. **Zaimoğlu A, Can G.** Sabit Protezler. 2.baskı, Ankara, AÜ Basımevi. **2011.**
97. **Vitablocs Mark II ürün bilgisi 2016.** <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITABLOCS-Mark-II-25030,27568.html>.
98. **Liu P-R.** A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium.* **2005**;26(7):507-13.
99. **Başbuğ S, Gözneli R.** Tam seramik sistemler: konvansiyonel yöntemler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* **2012**;6:147-54.
100. **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. *J Prosthodont.* **2011**;20(7):535-40.
101. **Kelly JR.** Dental ceramics. *J Amer Dent Assoc.* **2008**;139:S4-S7.
102. **Elsaka SE, Elnaghy AM.** Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater.* **2016**;32(7):908-14.

103. **IPS e-max CAD ürün bilgisi 2016.** <https://www.ivoclarvivadent.com.tr/tr/p/laboratuvar-profesyonelligi/ips-emax-sistem/-dis-teknisyeni/ips-emax-cad/ips-emax-cad-monolithic-solutions>.
104. **Vita Suprinity ürün bilgisi 2016.** [https://www.vita-zahnfabrik.com/pdb\\_CCDC92\\_en.html](https://www.vita-zahnfabrik.com/pdb_CCDC92_en.html).
105. **Krüger S, Deubener J, Ritzberger C, Höland W.** Nucleation Kinetics of Lithium Metasilicate in ZrO<sub>2</sub>-Bearing Lithium Disilicate Glasses for Dental Application. *Int J Appl Glass Sci.* **2013**;4(1):9-19.
106. **Denry I, Kelly JR.** Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res.* **2014**;93(12):1235-42.
107. **Rinke S, Pabel A-K, Rödiger M, Ziebolz D.** Chairside Fabrication of an All-Ceramic Partial Crown Using a Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Case Rep Dent.* **2016**; Article ID 1354186.
108. **E-max Ceram ürün bilgisi 2016.** [http://downloads.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/1264/IPS+emax+Ceram?f=1&\\_\\_hstc=81621832.a03a14afc78a6ad28a9f319b5bebd2e6.1466954766821.1466954766821.1466954766821.1&\\_\\_hssc=81621832.10.1466954766822&\\_\\_hsfp=642921438&\\_ga=1.95888348.1762072625.1466954693](http://downloads.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/1264/IPS+emax+Ceram?f=1&__hstc=81621832.a03a14afc78a6ad28a9f319b5bebd2e6.1466954766821.1466954766821.1466954766821.1&__hssc=81621832.10.1466954766822&__hsfp=642921438&_ga=1.95888348.1762072625.1466954693).
109. **Bayındır F, Uzun İH.** Tam seramik kuron sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* **2007**;2:33-42.
110. **Qualtrough A, Piddock V.** Ceramics update. *J Dent.* **1997**;25(2):91-5.
111. **Bindl A, Mormann WH.** An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont.* **2002**;15(5):451-6.
112. **Chaar MS, Passia N, Kern M.** Ten-year clinical outcome of three-unit posterior FDPs made from a glass-infiltrated zirconia reinforced alumina ceramic (In-Ceram Zirconia). *J Dent.* **2015**;43(5):512-7.
113. **Kelly JR, Benetti P.** Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* **2011**;56 Suppl 1:84-96.
114. **Webber B, McDonald A, Knowles J.** An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosth Dent.* **2003**;89(2):154-60.
115. **Odén A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D.** Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* **1998**;80(4):450-6.
116. **Kim HJ, Lim HP, Park YJ, Vang MS.** Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *J Prosthet Dent.* **2011**;105(5):315-22.
117. **Casucci A, Monticelli F, Goracci C, Mazzitelli C, Cantoro A, Papacchini F, et al.** Effect of surface pre-treatments on the zirconia ceramic-resin cement microtensile bond strength. *Dent Mater.* **2011**;27(10):1024-30.
118. **Denry I, Kelly JR.** State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* **2008**;24(3):299-307.
119. **Usumez A, Hamdemirci N, Koroglu BY, Simsek I, Parlar O, Sari T.** Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Sci.* **2013**;28(1):259-66.

120. **Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV.** Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomater.* **2004**;25(20):5045-52.
121. **Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY.** Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* **2003**;90(1):31-41.
122. **Della Bona A, Kelly JR.** The clinical success of all-ceramic restorations. *J Amer Dent Assoc.* **2008**;139:S8-S13.
123. **Fischer J, Stawarczyk B, Tomic M, Strub JR, Haemmerle CH.** Effect of thermal misfit between different veneering ceramics and zirconia frameworks on in vitro fracture load of single crowns. *Dent Mater J.* **2007**;26(6):766-72.
124. **Hung C.** Effect of veneering techniques on ceramic fracture of zirconia restoration. *J Prosthodont Imp.* **2012**;1(2):66-70.
125. **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. *Biomater.* **2010**;31(8):2043-54.
126. **Chevalier J, Grandjean S, Kuntz M, Pezzotti G.** On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomater.* **2009**;30(29):5279-82.
127. **Abi CB, Emrullahoglu OF, Said G.** Microstructure and mechanical properties of MgO-stabilized ZrO(2)-Al(2)O(3) dental composites. *J Mech Behav Biomed Mater.* **2013**;18:123-31.
128. **Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y.** Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* **2014**;30(5):564-9.
129. **Coldea A, Swain MV, Thiel N.** Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* **2013**;29(4):419-26.
130. **Luhrs AK, Pongprueksa P, De Munck J, Geurtsen W, Van Meerbeek B.** Curing mode affects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. *Dent Mater.* **2014**;30(3):281-91.
131. **Fasbinder DJ, Neiva GF.** Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. *J Esthet Restor Dent.* **2016**;28(1):56-66.
132. **Dirxen C, Blunck U, Preissner S.** Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J.* **2013**;7:118-22.
133. **Shofu Block HC ürün bilgisi 2016.** <http://shofu.de/en/produkte/cadcam-materials/shofu-block-hc-disk-hc/>.
134. **Paradigm MZ-100 Block ürün bilgisi 2016.** [http://www.3m.com/3M/en\\_US/company-us/search/~/paradigm-mz100-cerec-Paradigm-MZ100-Blocks-for-CEREC?N=5002385+3294768953&rt=rud](http://www.3m.com/3M/en_US/company-us/search/~/paradigm-mz100-cerec-Paradigm-MZ100-Blocks-for-CEREC?N=5002385+3294768953&rt=rud)
135. **Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR.** Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater.* **2013**;29(12):1201-8.
136. **Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B.** Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent Mater.* **2016**;32(3):442-9.

137. **Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung KH, Spiekerman C, Winter RR.** Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent.* **2011**;106(1):29-37.
138. **O'Brien WJ.** Dental materials and their selection. fourth Ed., Quintessence Publishing; 2002.
139. **McLaren EA, Whiteman YY.** Ceramics: rationale for material selection. *Compend Contin Educ Dent.* **2010**;31(9):666-8.
140. **Griggs JA.** Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* **2007**;51(3):713-27.
141. **Santos MJ, Costa MD, Rubo JH, Pegoraro LF, Santos GC, Jr.** Current all-ceramic systems in dentistry: a review. *Compend Contin Educ Dent.* **2015**;36(1):31-7.
142. **Vita Veneering Materials ürün bilgisi** 2017. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/Veneering-material-23969,27568,95423.html>.
143. **Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung K-H, Spiekerman C, Winter RR.** Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent.* **2011**;106(1):29-37.
144. **Kim JH, Lee S-J, Park JS, Ryu JJ.** Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Imp Dent.* **2013**;22(1):66-70.
145. **Kanat-Erturk B, Comlekoglu EM, Dundar-Comlekoglu M, Ozcan M, Gungor MA.** Effect of Veneering Methods on Zirconia Framework-Veneer Ceramic Adhesion and Fracture Resistance of Single Crowns. *J Prosthodont.* **2015**;24(8):620-8.
146. **Nossair SA, Aboushelib MN, Morsi TS.** Fracture and Fatigue Resistance of Cemented versus Fused CAD-on Veneers over Customized Zirconia Implant Abutments. *J Prosthodont.* **2015**; 543-48
147. **Costa AK, Borges AL, Fleming GJ, Addison O.** The strength of sintered and adhesively bonded zirconia/veneer-ceramic bilayers. *J Dent.* **2014**;42(10):1269-76. doi: 10.1111/jopr.12253
148. **Choi Y-S, Kim S-H, Lee J-B, Han J-S, Yeo I-S.** In vitro evaluation of fracture strength of zirconia restoration veneered with various ceramic materials. *J Adv Prosthodont.* **2012**;4(3):162-9.
149. **Basso G, Moraes R, Borba M, Griggs J, Della Bona A.** Flexural strength and reliability of monolithic and trilayer ceramic structures obtained by the CAD-on technique. *Dent Mater.* **2015**;31(12):1453-9.
150. **IPS e.max CAD Veneering Solutions, Instructions for Use** 2016. <https://www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/7750/IPS+emax+CAD+Veneering+Solution>.
151. **VITA Rapid Layer Technology, Working Instructions** 2016. [https://mam.vitazahnfabrik.com/portal/ecms\\_mdb\\_download.php?id=29726&sprache=en&fallback=&cls\\_session\\_id=&neuste\\_version=1](https://mam.vitazahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=29726&sprache=en&fallback=&cls_session_id=&neuste_version=1).
152. **Schmitter M, Schweiger M, Mueller D, Rues S.** Effect on in vitro fracture resistance of the technique used to attach lithium disilicate ceramic veneer to zirconia frameworks. *Dent Mater.* **2014**;30(2):122-30.

153. **Kim K-Y, Kwon T-K, Kang T-J, Yang J-H, Lee S-J, Yeo I-S.** Digital veneering system enhances microtensile bond strength at zirconia coreveneer interface. *Dent Mater J.* **2014**;33(6):792-8.
154. **LAVA Digital Veneering System, Instructions for Use 2016.** <http://multimedia.3m.com/mws/media/5639570/lavatm-dvs-digital-veneering-system.pdf>
155. **Bhowmick S, Meléndez-Martínez JJ, Zhang Y, Lawn BR.** Design maps for failure of all-ceramic layer structures in concentrated cyclic loading. *Act Mater.* **2007**;55(7):2479-88.
156. **Rekow ED, Silva NR, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP.** Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res.* **2011**;90(8):937-52.
157. **Kim JH, Kim JW, Myoung SW, Pines M, Zhang Y.** Damage maps for layered ceramics under simulated mastication. *J Dent Res.* **2008**;87(7):671-5.
158. **Ertürk BK, Çömlekoğlu MD, Çömlekoğlu E, Güngör MA.** Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan güncel tasarım ve üretim yöntemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* **2015**;25(1):135-143.
159. **Ferrari M, Vichi A, Zarone F.** Zirconia abutments and restorations: from laboratory to clinical investigations. *Dent Mater.* **2015**;31(3):e63-76.
160. **de Lima E, Meira JBC, Özcan M, Cesar PF.** Chipping of Veneering Ceramics in Zirconium Dioxide Fixed Dental Prosthesis. *Current Oral Health Rep.* **2015**;2(4):169-73.
161. **Kwon TK, Pak HS, Yang JH, Han JS, Lee JB, Kim SH, et al.** Comparative fracture strength analysis of Lava and Digident CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont.* **2013**;5(2):92-7.
162. **Harsono M, Simon J, Stein J, Kugel G.** Evolution of chairside CAD/CAM dentistry. *Texas Dent J.* **2013**;130(3):238.
163. **Mörmann WH.** The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *Int J Comp Dent.* **2004**;7(1):11.
164. **Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A.** CEREC CAD/CAM Chairside System. *Oral Implantol (Rome).* **2014**;7(3):57-70.
165. **Tutal Z YI, Tuncer EB.** Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* **2015**;10:157-66.
166. **Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D.** Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* **2008**;204(9):505-11.
167. **Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH.** Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater.* **2005**;21(10):930-7.
168. **Raigrodski AJ, Chiche GJ.** The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* **2001**;86(5):520-5.
169. **May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR.** Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent.* **1998**;80(4):394-404.
170. **Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P.** Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci.* **2005**;113(2):174-9.

171. **Fasbinder DJ.** Digital dentistry: innovation for restorative treatment. *Compend Contin Educ Dent.* **2010**;31(4):2-11.
172. **Sakaguchi RL, Powers JM.** Craig's restorative dental materials, thirteenth Ed., St. Louis, Missouri: Elsevier Health Sciences; **2012**.
173. **Reiss B.** Cerec standard 3-d occlusal contouring in comparison with the new biogeneric occlusal morphing: a case report. *Int J Comput Dent.* **2007**;10(1):69-75.
174. **Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R.** A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res.* **1997**;76(11):1799-807.
175. **Davidowitz G, Kotick PG.** The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am.* **2011**;55(3):559-70.
176. **Zandparsa R.** Digital imaging and fabrication. *Dent Clin North Am.* **2014**;58(1):135-58.
177. **Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y.** A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* **2009**;28(1):44-56.
178. **Kalaycı BB, Bayındır F.** Güncel Dental Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim Sistemler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* **2015**;11:129-36.
179. **Şahin E, Aktaş G, Özcan N, Aydın D, Akça K.** Restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM laboratuvar uygulamaları: Sirona inLab sistemi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg.* **2009**;33(4):41-6.
180. **Mantri SS, Bhasin AS.** CAD/CAM in dental restorations: an overview. *Annals and essences of dentistry.* **2010**;2(3):114-9.
181. **Piowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T.** A Clinical Report and Overview of Scientific Studies and Clinical Procedures Conducted on the 3M ESPE Lava™ All-Ceramic System. *J Prosthodont.* **2005**;14(1):39-45.
182. **Akin GE, Herguner-Siso S, Ozcan M, Ozel-Bektas O, Akin H.** Bond strengths of one-step self-etch adhesives to laser-irradiated and bur-cut dentin after water storage and thermocycling. *Photomed Laser Surg.* **2012**;30(4):214-21.
183. **Corazza PH, Carvalho RFd, Souza ROdAe, Bottino MA, Özcan M.** Effect of aging type and aged unit on the repair strength of resin composite to feldspathic porcelain in testing microtensile bond strength. *J Adh Sci Tech.* **2016**;30(4):434-42.
184. **Yassini E, Mirzaei M, Alimi A, Rahaeifard M.** Investigation of the fatigue behavior of adhesive bonding of the lithium disilicate glass ceramic with three resin cements using rotating fatigue method. *J Mech Behav Biomed Mat.* **2016**;61:62-9
185. **Lin J, Sun M, Zheng Z, Shinya A, Han J, Lin H, et al.** Effects of rotating fatigue on the mechanical properties of microhybrid and nanofiller-containing composites. *Dent Mater J.* **2013**;32(3):476-83.
186. **Campos RE, Soares PV, Versluis A, de OJOB, Ambrosano GM, Nunes IF.** Crown fracture: Failure load, stress distribution, and fractographic analysis. *J Prosthet Dent.* **2015**;114(3):447-55.
187. **Stawarczyk B, Beuer F, Ender A, Roos M, Edelhoff D, Wimmer T.** Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different materials. *Dent Mater J.* **2013**;32(6):888-95.

188. **Goldstein J.** Practical scanning electron microscopy: electron and ion microprobe analysis: Springer Science & Business Media; **2012**. doi: 10.1007/978-1-4613-4422-3.
189. **Valandro LF, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser MP.** The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent.* **2005**;93(3):253-9.
190. **Duan Y, Griggs JA.** Effect of elasticity on stress distribution in CAD/CAM dental crowns: Glass ceramic vs. polymer-matrix composite. *J Dent.* **2015**;43(6):742-9.
191. **Taşkınsel E, Gümüş HÖ.** Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* **2014**;8:131-5.
192. **Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F.** Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Imp.* **1998**;24(2):80-8.
193. **Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I.** Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* **2000**;11(5):465-75.
194. **Srirekha A, Bashetty K.** Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res.* **2010**;21(3):425-32.
195. **Shetty P, Hegde A, Rai K.** Finite Element Method—An Effective Research Tool for Dentistry. *J Clin Pediatric Dent.* **2010**;34(3):281-5.
196. **Ramoğlu S, Ozan O.** Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* **2014**;9:175-80.
197. **Eyüboğlu TF ÖB, Erdilek N, Gören B, Ergücü Z.** Molar dişlerde inley restorasyonların mekanik performansının incelenmesi: 3-boyutlu sonlu elemanlar analizi. *GÜ Diş Hek Fak Derg.* **2008**;25(1):27-33.
198. **Ramos Nde C, Campos TM, Paz IS, Machado JP, Bottino MA, Cesar PF, et al.** Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater.* **2016**;32(7):870-8.
199. **Schmitter M, Mueller D, Rues S.** In vitro chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. *J Oral Rehabil.* **2013**;40(7):519-25.
200. **Lu C, Wang R, Mao S, Arola D, Zhang D.** Reduction of load-bearing capacity of all-ceramic crowns due to cement aging. *J Mech Behav Biomed Mater.* **2013**;17:56-65.
201. **Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G.** The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* **2008**;100(6):422-31.
202. **Priest G.** Single-tooth implants and their role in preserving remaining teeth: a 10-year survival study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **1999**;14(2):181-8.
203. **Misch.** Dental implant prosthetics, second Ed., St. Louis, Missouri: Elsevier Health Sciences; **2014**:3-7.
204. **Sakka S, Coulthard P.** Implant failure: etiology and complications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* **2011**;16(1):e42-4.

205. **Santos M, Campos M, Line S.** Early dental implant failure: A review of the literature. *Braz J Oral Sci.* **2002**;1(3):103-11.
206. **Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al.** Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* **2002**;29(6):565-74.
207. **Anil S, Aldosari AA.** Impact of bone quality and implant type on the primary stability: an experimental study using bovine bone. *J Oral Implantol.* **2015**;41(2):144-8.
208. **Chen Y-Y, Kuan C-L, Wang Y-B.** Implant occlusion: biomechanical considerations for implant-supported prostheses. *J Dent Sci.* **2008**;3(2):65-74.
209. **Kinsel RP, Lin D.** Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. *J Prosthet Dent.* **2009**;101(6):388-94.
210. **Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR.** Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res.* **2007**;18(6):720-6.
211. **Pjetursson B, Asgeirsson A, Zwahlen M, Sailer I.** Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **2014**;29(Suppl.):308-24.
212. **Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY.** Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* **2003**;90(2):121-32.
213. **Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS.** Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res.* **2012**;23 Suppl 6:2-21.
214. **Djebbar N, Serier B, Bouiadjra BB, Benbarek S, Draï A.** Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant. *Mater Des.* **2010**;31(4):2097-101.
215. **Sahin S, Cehreli MC.** The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* **2001**;10(2):85-92.
216. **da Rocha PV, Freitas MA, de Moraes Alves da Cunha T.** Influence of screw access on the retention of cement-retained implant prostheses. *J Prosthet Dent.* **2013**;109(4):264-8.
217. **Kohal RJ, Klaus G, Strub JR.** Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. *Clin Oral Implants Res.* **2006**;17(5):565-71.
218. **Tagger Green N, Machtei EE, Horwitz J, Peled M.** Fracture of dental implants: literature review and report of a case. *Implant Dent.* **2002**;11(2):137-43.
219. **Kapos T, Evans C.** CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **2014**;29 Suppl:117-36.
220. **Oilo M, Kvam K, Gjerdet NR.** Simulation of clinical fractures for three different all-ceramic crowns. *Eur J Oral Sci.* **2014**;122(3):245-50.
221. **Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH.** A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clin Oral Implants Res.* **2007**;18(s3):73-85.

222. **Heintze SD, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M.** A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater.* **2011**;27(2):e10-9.
223. **Rohr N, Coldea A, Zitzmann NU, Fischer J.** Loading capacity of zirconia implant supported hybrid ceramic crowns. *Dent Mater.* **2015**;31(12):e279-88.
224. **Baldassarri M, Zhang Y, Thompson VP, Rekow ED, Stappert CF.** Reliability and failure modes of implant-supported zirconium-oxide fixed dental prostheses related to veneering techniques. *J Dent.* **2011**;39(7):489-98.
225. **Baladhandayutham B, Lawson NC, Burgess JO.** Fracture load of ceramic restorations after fatigue loading. *J Prosthet Dent.* **2015**;114(2):266-71.
226. **Harada A, Nakamura K, Kanno T, Inagaki R, Ortengren U, Niwano Y, et al.** Fracture resistance of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated composite resin-based molar crowns. *Eur J Oral Sci.* **2015**;123(2):122-9.
227. **Oilo M, Hardang AD, Ulsund AH, Gjerdet NR.** Fractographic features of glass-ceramic and zirconia-based dental restorations fractured during clinical function. *Eur J Oral Sci.* **2014**;122(3):238-44.
228. **Oilo M, Kvam K, Tibballs JE, Gjerdet NR.** Clinically relevant fracture testing of all-ceramic crowns. *Dent Mater.* **2013**;29(8):815-23.
229. **Hosseini M, Kleven E, Gotfredsen K.** Fracture mode during cyclic loading of implant-supported single-tooth restorations. *J Prosthet Dent.* **2012**;108(2):74-83.
230. **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. *J Prosthodont.* **2012**;21(5):353-62.
231. **Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R.** Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent.* **2010**;104(1):6-12.
232. **Sim JY, Lee WS, Kim JH, Kim HY, Kim WC.** Evaluation of shear bond strength of veneering ceramics and zirconia fabricated by the digital veneering method. *J Prosthodont Res.* **2016**;60(2):106-13.
233. **Torabi K, Vojdani M, Giti R, Taghva M, Pardis S.** The effect of various veneering techniques on the marginal fit of zirconia copings. *J Adv Prosthodont.* **2015**;7(3):233-9.
234. **Preis V, Hahnel S, Kolbeck C, Behrend D, Warkentin M, Handel G, et al.** Wear Performance of Dental Materials: A Comparison of Substructure Ceramics, Veneering Ceramics, and Non-Precious Alloys. *Adv Eng Mater.* **2011**;13(12):B432-B9.
235. **Stawarczyk B, Ozcan M, Roos M, Trottmann A, Sailer I, Hammerle CH.** Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. *Dent Mater.* **2011**;27(10):1045-53.
236. **Toparli M, Sen F, Culha O, Celik E.** Thermal stress analysis of HVOF sprayed WC-Co/NiAl multilayer coatings on stainless steel substrate using finite element methods. *J Mater Pro Tech.* **2007**;190(1):26-32.
237. **Erkmen E, Meriç G, Kurt A, Tunç Y, Eser A.** Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. *J Mech Behav Biomed Mater.* **2011**;4(1):107-16.

238. **Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR.** Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* **2006**;95(2):111-6.
239. **Att W, Kurun S, Gerds T, Strub J.** Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Reh.* **2006**;33(5):380-6.
240. **Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D.** In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* **2003**;90(4):325-31.
241. **Çavusoglu Y, Sahin E, Gürbüz R, Akça K.** Fatigue resistance of 2 different CAD/CAM glass-ceramic materials used for single-tooth implant crowns. *Implant Dent.* **2011**;20(5):374-8.
242. **Akca K, Cavusoglu Y, Sagirkaya E, Aybar B, Cehreli MC.** CAD/CAM glass ceramics for single-tooth implant crowns: a finite element analysis. *Implant Dent.* **2013**;22(6):623-6.
243. **Silva TM, Salvia AC, Carvalho RF, Silva EG, Pagani C.** Effects of Different Polishing Protocols on Lithium Disilicate Ceramics. *Braz Dent J.* **2015**;26(5):478-83.
244. **Zhao K, Wei YR, Pan Y, Zhang XP, Swain MV, Guess PC.** Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. *Dent Mater.* **2014**;30(2):164-71.
245. **Wang X, Fan D, Vincent Swain M, Zhao K.** A systematic review of all-ceramic crowns: clinical fracture rates in relation to restored tooth type. *Int J Prosthodont.* **2012**;25(5):441-50.
246. **Sulaiman TA, Delgado AJ, Donovan TE.** Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: a retrospective study. *J Prosthet Dent.* **2015**;114(3):364-6.
247. **Cooper LF, Stanford C, Feine J, McGuire M.** Prospective assessment of CAD/CAM zirconia abutment and lithium disilicate crown restorations: 2.4 year results. *J Prosthet Dent.* **2016**;116(1):33-9.
248. **Dibner AC, Kelly JR.** Fatigue strength of bilayered ceramics under cyclic loading as a function of core veneer thickness ratios. *J Prosthet Dent.* **2016**;115(3):335-40.
249. **Silva NR, Bonfante EA, Martins LM, Valverde GB, Thompson VP, Ferencz JL, et al.** Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. *J Dent Res.* **2012**;91(3):305-10.
250. **Ramos CM, Cesar PF, Lia Mondelli RF, Tabata AS, de Souza Santos J, Sanches Borges AF.** Bond strength and Raman analysis of the zirconia-feldspathic porcelain interface. *J Prosthet Dent.* **2014**;112(4):886-94.
251. **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. *Dent Mater J.* **2016**;35(5):748-55.
252. **Sato T, 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. *Oper Dent.* **2016**;41(3):284-92.
253. **Preis V, Hahnel S, Behr M, Bein L, Rosentritt M.** In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. *Dent Mater.* **2017**;33(4):427-33.
254. **da Cunha LF, Mukai E, Hamerschmitt RM, Correr GM.** Fabrication of lithium silicate ceramic veneers with a CAD/CAM approach: a clinical report of cleidocranial dysplasia. *J Prosthet Dent.* **2015**;113(5):355-9.

255. **Al-Thagafi R, Al-Zordk W, Saker S.** Influence of Surface Conditioning Protocols on Reparability of CAD/CAM Zirconia-reinforced Lithium Silicate Ceramic. *J Adhes Dent.* **2016**;18(2):135-41.
256. **Internal studies of VITA 2017.** [http://vitanorthamerica.com/wp-content/uploads/2013/10/VITA\\_2002E\\_SUPRINITY\\_Konzept\\_V01\\_13.09.2013.pdf](http://vitanorthamerica.com/wp-content/uploads/2013/10/VITA_2002E_SUPRINITY_Konzept_V01_13.09.2013.pdf).
257. **Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM.** Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent.* **2004**;32(6):451-7.
258. **El-Anwar MI, El-Mofty MS, Awad AH, El-Sheikh SA, El-Zawahry MM.** The effect of using different crown and implant materials on bone stress distribution: a finite element study. *Egypt J Oral and Max Surg.* **2014**;5(2):58-64.
259. **Silva GC, Cornacchia TM, de Magalhaes CS, Bueno AC, Moreira AN.** Biomechanical evaluation of screw- and cement-retained implant-supported prostheses: a nonlinear finite element analysis. *J Prosthet Dent.* **2014**;112(6):1479-88.
260. **Soliman TA, Tamam RA, Yousief SA, El-Anwar MI.** Assessment of stress distribution around implant fixture with three different crown materials. *Tanta Dent J.* **2015**;12(4):249-58.
261. **Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G.** The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mat Res Part B: Appl Biomater.* **2005**;73(1):140-7.
262. **Santiago Junior JF, Pellizzer EP, Verri FR, de Carvalho PS.** Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* **2013**;33(8):4700-14.
263. **Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD.** Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **2002**;17(2):231-7.
264. **Ciftci Y, Canay S.** The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **2000**;15(4):571-82.
265. **Andrei OC, Daguci C, Scricciu M, Tiorean MH, Burlibasa M, Tanasescu LA.** Advantages of Using Acrylic and Metal-composite Crowns in Mandibular Single Implant Restorations–FEA Study. *Revista de Materiale Plastice.* **2015**;52(4):480-3.
266. **Bankoglu Gungor M, Yilmaz H.** Evaluation of stress distributions occurring on zirconia and titanium implant-supported prostheses: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* **2016**;116(3):346-55.
267. **Zheng Z, Lin J, Shinya A, Matinlinna JP, Botelho MG, Shinya A.** Finite element analysis to compare stress distribution of gold alloy, lithium-disilicate reinforced glass ceramic and zirconia based fixed partial denture. *J Investig Clin Dent.* **2012**;3(4):291-7.
268. **Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E.** The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.* **2004**;91(2):144-50.
269. **Sannino G, Pozzi A, Schiavetti R, Barlattani A.** Stress distribution on a three-unit implant-supported zirconia framework. A 3D finite element analysis and fatigue test. *Oral Implantol (Rome).* **2012**;5(1):11-20.

270. **Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G.** Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* **2005**;93(3):227-34.
271. **Park JM, Kim HJ, Park EJ, Kim MR, Kim SJ.** Three dimensional finite element analysis of the stress distribution around the mandibular posterior implant during non-working movement according to the amount of cantilever. *J Adv Prosthodont.* **2014**;6(5):361-71.
272. **Guyen S, Atalay Y, Asutay F, Ucan MC, Dundar S, Karaman T, et al.** Comparison of the effects of different loading locations on stresses transferred to straight and angled implant-supported zirconia frameworks: a finite element method study. *Biotechnology & Biotechnological Equipment.* **2015**;29(4):766-72.
273. **Bedi S, Thomas R, Shah R, Mehta DS.** The effect of cuspal inclination on stress distribution and implant displacement in different bone qualities for a single tooth implant: A finite element study. *Int J Oral Health Sci.* **2015**;5(2):80.
274. **Perez-Pevida E, Brizuela-Velasco A, Chavarri-Prado D, Jimenez-Garrudo A, Sanchez-Lasheras F, Solaberrieta-Mendez E, et al.** Biomechanical Consequences of the Elastic Properties of Dental Implant Alloys on the Supporting Bone: Finite Element Analysis. *Biomed Res Int.* **2016**;2016:1850401.
275. **Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y, Feng H.** Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis. *J Dent.* **2013**;41(3):241-9.
276. **Della Bona A, Borba M, Benetti P, Duan Y, Griggs JA.** Three-dimensional finite element modelling of all-ceramic restorations based on micro-CT. *J Dent.* **2013**;41(5):412-9.
277. **Falcon-Antenucci RM, Pellizzer EP, de Carvalho PS, Goiato MC, Noritomi PY.** Influence of cusp inclination on stress distribution in implant-supported prostheses. A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont.* **2010**;19(5):381-6.
278. **Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne S, Felton D.** 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent.* **1997**;25(6):485-91.

## 8. ÖZGEÇMİŞ

Elif YEĞİN 04.01.1990 tarihinde İstanbul'da doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini İstanbul'da tamamladı. 2008 yılında girdiği Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2013 yılında mezun oldu. 2013 yılında Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitime başladı. O tarihten itibaren aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmakta ve uzmanlık eğitime devam etmektedir.

