

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**CAD/CAM SİSTEMİ İLE FARKLI YAPI VE FORMDAKİ BLOKLARDAN
ÜRETİLEN TAM SERAMİK KRONLARIN MİKRO ÇATLAK ANALİZİ
VE KIRILMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Merve ARSLAN

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Doç. Dr. İlgi BARAN**

2017 – KIRIKKALE

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**CAD/CAM SİSTEMİ İLE FARKLI YAPI VE FORMDAKİ BLOKLARDAN
ÜRETİLEN TAM SERAMİK KRONLARIN MİKRO ÇATLAK ANALİZİ
VE KIRILMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Merve ARSLAN

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

DANIŞMAN

Doç. Dr. İlgi BARAN

**Bu çalışma Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
Tarafından Desteklenmiştir.**

Proje No: 2015-86

2017 – KIRIKKALE

II

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Eğitimi çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından oy birliği/çokluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 03/03/2017

İmza

Prof. Dr. Saadet ATSÜ SAĞLAM

Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı

İmza

Doç. Dr. İlgi BARAN

Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği
Fakültesi

Danışman

İmza

Prof. Dr. Mehmet Ali KILIÇARSLAN

Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği
Fakültesi

Üye

İmza

Yrd. Doç. Dr. Melda MISIRLIOĞLU

Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği
Fakültesi

Üye

İmza

Yrd. Doç. Dr. Ahmet Kürşad
ÇULHAOĞLU

Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği
Fakültesi

Üye

İÇİNDEKİLER

| | |
|---|----------|
| Kabul ve Onay | III |
| İçindekiler | IV |
| Önsöz | VII |
| Simgeler ve Kısaltmalar | VIII |
| Şekiller | X |
| Tablolar | XII |
| ÖZET | 1 |
| SUMMARY | 2 |
| 1 GİRİŞ | 3 |
| 1.1 Dental Seramiklerin Tarihçesi..... | 5 |
| 1.2 Dental Seramiklerin Yapısı | 6 |
| 1.3 CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Seramikler..... | 8 |
| 1.3.1 CAD/CAM ile Kullanılan Cam Seramikler | 8 |
| 1.3.1.1 Feldspatik Seramikler | 8 |
| 1.3.1.2 Mika Esaslı Seramikler..... | 9 |
| 1.3.1.3 Lösitle Güçlendirilmiş Seramikler..... | 10 |
| 1.3.1.4 Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Seramikler | 10 |
| 1.3.1.5 Cam İnfiltre Edilmiş Alümina ve Zirkonya Esaslı Seramikler..... | 11 |
| 1.3.2 CAD/CAM ile Kullanılan Kristalin Esaslı Seramikler | 12 |
| 1.3.2.1 Alümina Esaslı Polikristalin Seramikler..... | 12 |
| 1.3.2.2 Zirkonya Esaslı Polikristalin Seramikler | 12 |
| 1.4 CAD/CAM | 13 |
| 1.4.1 CAD/ CAM Sistemlerinin Tarihçesi | 13 |
| 1.4.2 CAD/CAM Komponentleri..... | 14 |
| 1.4.3 CAD/CAM Sistemleri..... | 15 |
| 1.4.3.1 Cerec | 15 |
| 1.4.3.2 E4D Dentist..... | 16 |
| 1.4.3.3 DCS Precident..... | 16 |

| | | |
|----------|---|----|
| 1.4.3.4 | Everest | 16 |
| 1.4.3.5 | Cercon..... | 17 |
| 1.4.3.6 | Procera | 17 |
| 1.4.3.7 | Lava | 17 |
| 1.4.3.8 | Turbodent..... | 18 |
| 1.4.3.9 | Cicero..... | 18 |
| 1.4.3.10 | Celay | 19 |
| 1.5 | Dental Seramiklerdeki Kırıklar ve Sebepleri | 19 |
| 1.5.1 | Kırık Çeşitleri..... | 19 |
| 1.5.1.1 | Marjinden Başlayan Kırık..... | 20 |
| 1.5.1.2 | Okluzal Temaslardan Başlayan Kırıklar..... | 20 |
| 1.5.1.3 | Chipping ve Delaminasyon..... | 21 |
| 1.5.2 | Kırık Sebepleri | 21 |
| 1.5.2.1 | Yapısal Özellikler | 21 |
| 1.5.2.2 | Hertzian Çatlakları..... | 22 |
| 1.5.2.3 | Ara Yüzey Çatlakları | 22 |
| 1.6 | Seramiklerin Yapısı ve CAD/CAM İlişkisi | 23 |
| 1.7 | Fraktografik Analizde Seramik Yüzeylerde Gözlemlenen Belirteçler..... | 23 |
| 1.8 | Mikro Çatlak İnceleme Yöntemleri..... | 26 |
| 1.8.1 | Transillüminasyon Yöntemi..... | 27 |
| 1.8.2 | Taramalı Elektron Mikroskobu | 27 |
| 1.8.3 | Floresan Penetrant Yöntemi | 27 |
| 1.9 | Termal Döngü ile Yaşlandırma | 28 |
| 1.10 | Kırılma Dayanımı Testi..... | 28 |
| 1.11 | Amaç 29 | |
| 1.12 | Hipotez 29 | |
| 2 | GEREÇ VE YÖNTEM | 30 |
| 2.1 | Deney Gruplarının Hazırlanması | 32 |
| 2.2 | Deney Örneklerinin Hazırlanması..... | 33 |
| 2.2.1 | Metal Dayların Hazırlanması | 33 |

| | | |
|-------|---|-----|
| 2.2.2 | Tam Seramik Kronların Tasarımı ve Üretimi | 35 |
| 2.3 | Mikro Çatlakların İncelenmesi | 36 |
| 2.4 | Kronların Simantasyonu | 37 |
| 2.5 | Termal Döngü ile Yaşlandırma | 38 |
| 2.6 | Termal Döngü İşleminde Sonra Mikro Çatlakların İncelenmesi | 39 |
| 2.7 | Kırılma Dayanımı Testi..... | 39 |
| 2.8 | Kontrol Grubu Örneklerinin Simantasyonu ve Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi | 41 |
| 2.9 | Fraktografik Analiz | 42 |
| 2.10 | İstatistiksel Analiz | 43 |
| 3 | BULGULAR | 44 |
| 3.1 | Mikro Çatlak Analizi Bulguları..... | 44 |
| 3.2 | Mikro Çatlakların Mikroskop Görüntüleri | 48 |
| 3.2.1 | Termal Döngü İşleminde Önce Elde Edilen Görüntüler..... | 48 |
| 3.2.2 | Termal Döngü İşleminde Sonra Elde Edilen Görüntüler | 49 |
| 3.3 | Kırılma Dayanımı Bulguları..... | 51 |
| 3.4 | Kırık Şekillerinin İncelenmesi | 54 |
| 3.5 | SEM Bulguları..... | 57 |
| 4 | TARTIŞMA VE SONUÇ..... | 62 |
| 5 | KAYNAKLAR..... | 80 |
| 6 | ÖZGEÇMİŞ..... | 102 |

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca bana destek olan, bu çalışmanın gerçekleştirildiği süreç boyunca anlayışı ve pozitif duruşuyla güç veren, her zaman hoşgörülü ve sabırlı olan değerli hocam, danışmanım, Doç.Dr İlgi BARAN'a,

Eğitimim süresince ilgi ve desteğini esirgemeyen Prof.Dr.Saadet ATSÜ SAĞLAM'a,

Çalışmam sırasında ve eğitim sürecimde tecrübe ve bilgilerini paylaşan, üzerimde emeği bulunan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine,

Dostluklarını eksik etmeyen çok kıymetli çalışma arkadaşlarıma,

Floresan penetrant yönteminin uygulanması ve stereomikroskop görüntülerinin elde edilmesinde yardımcı olan Prof.Dr.Oğuz KUL'a

Termal döngü işleminin gerçekleştirilmesinde gösterdikleri yardımları için Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na,

Mekanik testlerin yapılmasında yardımları için minnet duyduğum Arş.Gör.Zeynep KARAKOÇ'a,

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) görüntülerinin alınmasında gösterdikleri özen ve yardımları için Bozok Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi'ne ve Uzm.Serhat KOÇOĞLU'na,

Çalışmamın istatistiksel analizine katkıda bulunan Arş.Gör.Şule ELMALI'ya,

Hayatımın her döneminde olduğu gibi bu süreçte de yanımda olan ve maddi manevi desteklerini her zaman hissettiren kıymetli aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

SİMGELER VE KISALTMALAR

| | |
|----------------------------------|---|
| 3D | : Üç boyutlu |
| Al ₂ O ₃ | : Alümina, Alüminyum oksit |
| °C | : Santigrat derece |
| CAD/CAM | : Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim |
| cm | : Santimetre |
| cm ² | : Santimetrekare |
| dk | : Dakika |
| KD | : Kırılma Dayanımı |
| kg | : kilogram |
| ISO | : Uluslararası Standardizasyon Örgütü (International Organization or Standardization) |
| MgAl ₂ O ₄ | : Magnezyum alüminyum oksit, Spinel |
| mm | : Milimetre |
| mm ² | : Milimetrekare |
| Max | : Maksimum |
| Min | : Minimum |
| MPa | : Megapascal |
| µm | : Mikrometre |
| N | : Newton |

| | |
|------------------|--|
| n | : Örnek sayısı |
| nm | : Nanometre |
| ort | : Ortalama |
| p | : Anlamlılık düzeyi |
| r | : Korelasyon katsayısı |
| SEM | : (Scanning Electron Microscope)Taramalı elektron mikroskobu |
| SiO ₂ | : Silika, Silisyum dioksit |
| sn | : Saniye |
| SS | : Standart Sapma |
| stl | : stereolithography |
| ZrO ₂ | : Zirkonya, Zirkonyum dioksit |

ŞEKİLLER

| | |
|--|----|
| Şekil 2.1 Prepare edilen diş, D700 Tarayıcı ve Cr-Co dayın dijital görüntüsü..... | 34 |
| Şekil 2.2 Lazer sinterleme cihazı ve Cr-Co daylar | 34 |
| Şekil 2.3 Giriş yolunun belirlenmesi ve tasarlanan kron | 35 |
| Şekil 2.4 46 numaralı kron formlu blok | 35 |
| Şekil 2.5 Kazıma Ünitesi | 36 |
| Şekil 2.6 Kristalizasyon için kullanılan fırın..... | 36 |
| Şekil 2.7 Floresan penetrant boya ve hazırlanan örnekler | 37 |
| Şekil 2.8 Floresan Ataçmanlı Araştırma Mikroskobu | 37 |
| Şekil 2.9 Simantasyon için kullanılan aparat ve çinko fosfat siman..... | 38 |
| Şekil 2.10 Simante edilen kronlar | 38 |
| Şekil 2.11 Termal Döngü Cihazı..... | 39 |
| Şekil 2.12 Kronların akril bloklara yerleştirilmesi..... | 40 |
| Şekil 2.13 (I) Universal test cihazı, (II) Kırılan örneğin görüntüsü | 40 |
| Şekil 2.14 Kontrol grubunun simantasyonu ve simante edilmiş örnekler | 41 |
| Şekil 2.15 (a) Altın kaplama cihazı, (b)Taramalı Elektron Mikroskobu | 42 |
| Şekil 3.1 Materyallerde oluşan mikro çatlak sayısına ilişkin box plot grafiği (*Test grubu)..... | 47 |
| Şekil 3.2 Pr grubundan iki farklı örneğe ait görüntüler (I) bukkal ve (II) okluzal yüzey | 48 |
| Şekil 3.3 Vi grubundan iki farklı örneğe ait görüntüler (I) distal ve (II) okluzal yüzey | 48 |
| Şekil 3.4 Em grubundan iki farklı örneğe ait görüntüler (I) bukkal ve (II) distal yüzey | 49 |
| Şekil 3.5 Termal döngü işleminden sonra tüm krona gözlemlenen oblik çatlak ... | 49 |

| | |
|---|----|
| Şekil 3.6 Pr grubundan iki farklı örneğe ait görüntüler (I) mezial ve (II) lingual yüzey | 50 |
| Şekil 3.7 Vi grubundan iki farklı örneğe ait görüntüler (I) distal ve (II) distal yüzey | 50 |
| Şekil 3.8 Em grubundan iki farklı örneğe ait görüntüler (I) okluzal ve (II) mezial yüzey | 50 |
| Şekil 3.9 Materyallerin KD değerlerinin box plot grafiği ile gösterimi (*Test grubu) | 52 |
| Şekil 3.10 Kronlarda görülen kırık şekillerinin dağılımı (*Test grubu) | 55 |
| Şekil 3.11 Termal döngü uygulanan Vi grubu kronlara ait kırık şekillerinin örnekleri | 55 |
| Şekil 3.12 Termal döngü uygulanan Pr grubu kronlara ait kırık şekillerinin örnekleri (*Termal döngü sırasında oluşan kırık şekilleri) | 55 |
| Şekil 3.13 Termal döngü uygulanan Em grubu kronlara ait kırık şekillerinin örnekleri | 56 |
| Şekil 3.14 Termal döngü uygulanmayan Vi grubu kronlara ait kırık şekillerinin örnekleri | 56 |
| Şekil 3.15 Termal döngü uygulanmayan Pr grubu kronlara ait kırık şekillerinin örnekleri | 56 |
| Şekil 3.16 Termal döngü uygulanmayan Em grubu kronlara ait kırık şekillerinin örnekleri | 57 |
| Şekil 3.17 Test grubu Vi örneklerine ait elektron mikroskobu görüntüsü | 58 |
| Şekil 3.18 Test grubu Pr örneklerine ait elektron mikroskobu görüntüsü | 58 |
| Şekil 3.19 Test grubu Em örneklerine ait elektron mikroskobu görüntüsü | 59 |
| Şekil 3.20 Kontrol grubu Vi örneklerine ait elektron mikroskobu görüntüsü | 60 |
| Şekil 3.21 Kontrol grubu Pr örneklerine ait elektron mikroskobu görüntüsü | 60 |
| Şekil 3.22 Kontrol grubu Em örneklerine ait elektron mikroskobu görüntüsü | 61 |

TABLULAR

| | |
|--|----|
| Tablo 2.1 Araştırmada kullanılan cihazlar | 30 |
| Tablo 2.2 Araştırmada kullanılan materyaller | 31 |
| Tablo 2.3 Kullanılan cam seramik blokların özellikleri..... | 32 |
| Tablo 2.4 Kullanılan materyallerin ve işlemlerin gruplandırılması | 33 |
| Tablo 3.1 Termal döngüden önce yüzeylere göre mikro çatlak sayıları ortalama değerleri..... | 44 |
| Tablo 3.2 Termal döngüden sonra yüzeylere göre mikro çatlak sayıları ortalama değerleri..... | 45 |
| Tablo 3.3 Termal döngüden önce ve sonra kronlardaki toplam mikro çatlak sayısı ortalama değerleri..... | 45 |
| Tablo 3.4 Termal döngüden önce yüzeylere göre mikro çatlak uzunlukları (μm) ortalama değerleri..... | 45 |
| Tablo 3.5 Termal döngüden sonra yüzeylere göre mikro çatlak uzunlukları (μm) ortalama değerleri..... | 45 |
| Tablo 3.6 Termal döngüden önce farklı seramik materyalleri üzerindeki mikro çatlak sayısının karşılaştırılması | 46 |
| Tablo 3.7 Termal döngüden sonra farklı seramik materyalleri üzerindeki mikro çatlak sayısının karşılaştırılması | 46 |
| Tablo 3.8 Termal döngünün seramikler üzerinde oluşan çatlak sayısına etkisinin karşılaştırılması için yapılan Wilcoxon İşaretli Sıralar testi sonuçları..... | 47 |
| Tablo 3.9 Kronların kırılma dayanımlarının (N) tanımlayıcı istatistikleri..... | 51 |
| Tablo 3.10 Test grubunda KD değerleri bakımından seramik grupları arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonuçları..... | 51 |
| Tablo 3.11 Kontrol grubunda KD değerleri bakımından seramik grupları arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonuçları..... | 52 |
| Tablo 3.12 Termal döngünün dental seramiklerin KD değerleri üzerindeki etkisini değerlendirmek için yapılan Mann Whitney U testi sonuçları..... | 53 |

| | |
|--|----|
| Tablo 3.13 Dental seramiklerde mikro çatlak sayısı ile KD değerleri arasındaki ilişkiye dair Spearman korelasyon kat sayıları..... | 53 |
| Tablo 3.14 Kronlarda görülen kırık şekillerinin sayısal dağılımı | 54 |



ÖZET

CAD/CAM Sistemi ile Farklı Yapı ve Formdaki Bloklardan Üretilen Tam Seramik Kronların Mikro Çatlak Analizi ve Kırılma Dayanımlarının Karşılaştırılması

Bu çalışmada CAD/CAM ile üç farklı bloktan üretilen tam seramik monolitik kronların yüzeyindeki oluşan mikro çatlakların incelenmesi ve kronların kırılma dayanımlarının karşılaştırılması amaçlanmıştır. Feldspatik içerikli (Priticrown-Vita Mark II) ve lityum disilikat içerikli (EmaxCAD) materyallerden (n=30) olmak üzere aynı tasarıma sahip 90 adet kron üretilmiştir. Her grup test(n=15) ve kontrol(n=15) olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Test grubunda CAD/CAM ile üretildikten hemen sonra floresan penetrant yöntemiyle mikro çatlak analizi yapılmış ve Cr-Co daylara çinko fosfat simanla simante edildikten sonra 5°C-55°C arasında 5000 döngü uygulanmıştır. Termal döngünün ardından ikinci mikro çatlak incelemesi yapılmış ve kronlara universal test cihazında 0,5 mm/dk hızla kırılana kadar kuvvet uygulanmıştır. Kontrol grubundaki kronlar da CAD/CAM ile üretim işleminden sonra Cr-Co daylara çinko fosfat simanla simante edilmiş ve kırılma dayanımı testine tabi tutulmuştur. Kırık şekilleri incelendikten sonra taramalı elektron mikroskopuyla fraktografik belirteçler belirlenmeye çalışılmıştır. Mikro çatlak değerleriyle kırılma dayanımı arasındaki ilişki Spearman Korelasyon testiyle, kırılma dayanımı değerleri Kruskal Wallis H testi ve Mann Whitney U testiyle, mikro çatlak değerleri Kruskal Wallis H testi ve Wilcoxon İşaretili Sıralar testiyle değerlendirilmiştir. Mikro çatlak sayısı ile kırılma dayanımı değerleri arasında Priticrown materyalinin termal döngü uygulanmayan grubu($r=-,532$) hariç istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamıştır($p>0.05$). EmaxCAD kronların kırılma dayanımları diğer iki gruba göre termal döngüden önce ve sonra anlamlı derecede yüksek bulunmuştur($p=0.000$). Termal döngünün mikro çatlak sayısı ve kırılma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etki oluşturmadığı görülmüştür ($p>0.05$) ve kron formundaki blok yapısına sahip Priticrown materyalinin mikro çatlak oluşumu açısından avantaj sağlamadığı sonucuna ulaşılmıştır.

Anahtar Sözcükler: CAD/CAM, fraktografi, kırılma dayanımı, mikro çatlak, tam seramik monolitik kronlar

SUMMARY

Comparison of Fracture Strength and Micro Crack Analysis of All Ceramic CAD/CAM Crowns Manufactured with Three Blocks in Different Form and Structure

This study intended to analyze micro cracks those occur on the surface of the all ceramic monolithic crowns and compare the crowns' fracture strength values. Totally 90 crowns in same design were manufactured from feldspathic (Priticrown-Vita Mark II) and lithium disilicate (EmaxCAD) blocks, each material group had 30 crowns. Test (n=15) and control (n=15) groups were prepared for every material. In the test group the crowns were analyzed by fluorescence penetrant method for micro crack evaluation following the manufacturing process and after cementation onto the Cr-Co die structures with zinc-phosphate cement, thermal cycling consists of 5000 cycles between 5°C-55°C was carried out. Second micro crack analysis was applied on crowns that were treated with thermal cycling and the crowns were loaded to fracture at a crosshead speed of 0.5 mm/min in a universal testing machine. The other half of the crowns in each group, after manufacturing process, were directly cemented onto the Cr-Co dies with zinc-phosphate cement and loaded to fracture. After evaluating fracture modes, fractographic markings were analyzed by scanning electron microscopy. Spearman Correlation analysis was applied for detecting if there was a relation between micro crack numbers and fracture strength values. Fracture strength values were analyzed by Kruskal Wallis H and Mann Whitney U tests, micro crack values were analyzed by Kruskal Wallis H and Wilcoxon Signed Rank tests. Except the group of Priticrown material that wasn't treated with thermal cycling ($r = -.532$), statistically significant relation was not found between micro crack numbers and fracture strength values ($p > 0.05$). There was significant difference between fracture strength values of EmaxCAD crowns and other groups ($p = 0.000$), before and after thermal cycling. Thermal cycling didn't have significant effect on micro crack numbers and fracture strength values ($p > 0.05$) and crown shaped Priticrown blocks didn't provide advantage against micro crack formation.

Keywords: all ceramic monolithic crowns, CAD/CAM, fractography, fracture strength, micro cracks

1 GİRİŞ

Protetik diş hekimliğinde artan estetik beklentiler ve metal seramik sistemlerde metal altyapıya bağlı oluşan doku reaksiyonları, restoratif malzeme olarak tam seramiklerin kullanımına olan ilgiyi artırmaktadır (McLean 1991, Suárez ve ark. 2004).

20.yüzyılda endüstriyel alanlardaki gelişmelerle birlikte hem dental teknolojide hem de dental materyallerin üretiminde önemli gelişmeler yaşanmıştır. Altın alaşımların kayıp mum tekniğiyle hassas dökümü, akrilik rezinin modelasyonu ve polimerizasyonu, dental porselen tozunun sinterlenmesi bu alanda meydana gelen gelişmelerdir. Güvenilir ve estetik dental materyallere karşı gösterilen ilginin artması sebebiyle restorasyonlar için dayanıklılığı yüksek seramik materyalleri tanıtılmaktadır (Raigrodski ve Chiche 2001, Raigrodski 2004a).

Protetik diş hekimliğinde, diş hekimi ve teknisyen arasındaki iletişimin etkinliği önemli olmakla birlikte, restorasyonların üretimi konusunda teknisyen hassasiyeti ve tecrübesi ön planda yer almaktadır. Yeni nesil sistemlerin geleneksel yöntemlerden üstün yönleri bilimsel olarak kanıtlandıkça güncel gelişmeler olarak diş hekimliğine dahil edilmektedir. CAD/CAM (Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim) sistemleri, lazer tarayıcılar, üç boyutlu yazıcılar ve seramik sistemlerdeki gelişmelerle birlikte geleneksel diş hekimliği yerini dijital diş hekimliğine bırakmaktadır. CAD/CAM teknolojisi restorasyonların üretim hızını artırmak ve laboratuvar işlemlerindeki hataları en aza indirmek için geliştirilmiştir (Yin ve ark. 2006, Miyazaki ve ark. 2009). Bilgisayar destekli üretim, mikroyapısal değişiklikleri en aza indirerek, seramik materyallerin kontrollü şartlarda oluşturulmasını sağlamaktadır. CAD/CAM sistemleri için üretilen seramik bloklar, elmas frezlerle kazınarak şekillendirilmektedir. Bu sistemlerle birlikte restorasyonların işlenebilirliği, mekanik ve fiziksel özellikleri gelişmesine rağmen CAD/CAM'le üretilen tüm restorasyonlarda chipping problemi, yüzey çatlakları ve mikro çatlak sorunu yaşanmaktadır (Sindel ve ark. 1998). Bu problemler, restorasyonların uyumunun bozulmasında, mekanik dayanıklılığın ve kullanım

ömrünün azalmasında önemli faktörler olarak görülmektedir (Shearer ve ark. 1993). Seramik blokların elmas frezlerle şekillendirilmesinin restorasyonların başarısızlığına sebep olan çatlakların meydana gelmesinde etkili olduğu düşünülmektedir (Rice 2002).

Dental seramikler baskı kuvvetlerine karşı dayanıklı olmalarına rağmen gerilimler ve/veya kritik seviyeyi aşan baskı kuvvetleri sebebiyle kırılabilmektedirler. Fraktografik analizler, oluşan sorunların değerlendirilmesini mümkün kılmaktadır (Liu ve Shen 2014). Kırık analizleri ile kırığın meydana geldiği bölge araştırılmakta ve böylece tasarım hatası, materyal ile ilgili bir problem olup olmadığı veya ağız ortamında oluşan stres uyarıcı koşulların etkisi tespit edilmeye çalışılmaktadır (Scherrer ve ark. 2008).

Kırık parçaların şekli ve boyutu incelenerek birçok bilgi elde edilebilmektedir. Restorasyonun ilk aşamada genel olarak incelenmesi detaylı mikroskobik araştırma ihtiyacını azaltmaktadır. Bununla beraber kırık kaynağının ve ilgili belirteçlerin tespit edilip kırık nedenlerinin anlaşılması için kırık yüzeylerinin ve ilişkili parçaların dikkatli bir şekilde mikroskobik olarak değerlendirilmesi gerekmektedir. Tüm kırılğan malzemelerin üretim işleminden bağımsız olarak, yapısal eksiklikleri ve düzensizlikleri bulunabilmektedir. Bu nedenle, yapılacak değerlendirmelerle başarısızlığa neden olan aşama belirlenmeye çalışılmaktadır (Quinn 2007d, Liu ve Shen 2014).

Kırılğan malzemelerin kırık yüzeylerinde, kolaylıkla tespit edilebilecek belirgin fraktografik özellikler bulunmakta ve bu özelliklerin değerlendirilmesinde, optik stereomikroskop veya taramalı elektron mikroskobu kullanılabilir (Liu ve Shen 2014).

Çalışmamızın amacı, üç farklı cam seramik blok kullanılarak CAD/CAM sistemi ile üretilen kronlarda, blok formlarının mikro çatlak oluşumu üzerindeki etkisini karşılaştırarak kırılmaları için uygulanması gereken yük değerlerini incelemektir.

1.1 Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramikler, toprakta bulunan ametalik minerallerin yüksek ısıda fırınlanmasıyla elde edilmektedirler. Genellikle oksijen gibi ametalik bir elementle bir veya daha fazla metalin birleşiminden meydana gelmektedirler. Biyokimyasal ve kimyasal olarak düzenli halde bulunan seramikler, ısısal ve elektriksel enerjiyi iletmeyen doğal, kırılğan, güçlü ve sert maddelerden oluşmaktadır ("The Glossary of Prosthodontic Terms" 2005). Seramikler genel olarak "inorganik, ametalik materyal" şeklinde tanımlanmaktadır (Rice 1990).

Fransız diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant ile Fransız eczacı Alexis Duchateau, 1789 yılında ilk porselen diş materyalinin patentini almışlardır. 1808 yılında İtalyan diş hekimi Guiseppeangelo Fonzi ferrometalik porselen diş keşfetmiştir. Fransız diş hekimi Planteau, 1817 yılında porselen dişleri tanıtmış ve Peale 1822 yılında bu dişlerin fırınlanması için yöntem geliştirmiştir. Ticari üretimlerini ise 1825 yılında Stockton başlatmıştır. 1837 yılında Ash, porselen dişlerin geliştirilmesine katkı sağlamıştır. 1903 yılında Charles Land ilk seramik kronlardan biri olan jaket kronları diş hekimliğine tanıtmıştır. 1960'lardan beri feldspatik porselen, metal seramik protezlerde kullanılmaktadır. Bununla beraber, feldspatik porselenlerin zayıf kor yapısına sahip tam seramik restorasyonlar için uygun olmadığı düşünülmektedir. Ayrıca, fırınlanma işlemleri düzgün uygulanmadığı takdirde, kenar uyumunda belirgin farklılıklar da oluşabilmektedir (Anusavice KJ. 2012b).

Dental seramikler 1879 ve 1911 yılları arasında seramik tozlarının sinterlenmesi ile gelişme kaydetmiştir. 1890 yılında Baron Carl Auer von Welsbach yitrium/lantanyum ile magnezyum oksit/zirkonya karışımından ilk sinterlenen oksit seramikleri geliştirmiştir. 1925 yılında Krupp, çok sert tungsten karbid taneciklerinin, yumuşak, kobalt bir matrikse tutunduğu seramik metal karışımını tanıtmıştır. Sinterleme işleminin daha iyi anlaşılması, tek fazlı yoğun seramiklere ışık tutmuştur. Bu seramiklerde, ilk dönemlerde fırınlama sırasında oluşan pöröz yapılaraya bağlı olarak opak görüntüler meydana gelmiştir. Robert Coble, bu durumda eser miktarda MgO(magnezyum oksit) ilave ederek Al₂O₃(alüminyum oksit)'teki

düzensiz tanecik gelişiminin engellendiğini ve böylece daha translüent yapı elde edilebildiğini göstermiştir. 1960'larda solid zirkonya, seramik malzemeler arasındaki yerini almaya başlamıştır (Shen ve Kosmac 2014a). Zirkonyanın biyomedikal alanda ilk uygulaması Hellmer ve Driskell tarafından 1969 yılında gerçekleştirilirken bu konudaki ilk bilimsel çalışma, 1988 yılında, yapay femur başlarının üretimi için zirkonyayı kullanan Christel tarafından yapılmıştır (Christel ve ark. 1988, Piconi ve Maccauro 1999).

Mc Lean ve Hughes, 1965 yılında, ağırlığının %40-50'si Al_2O_3 içeren cam matriksten oluşan dental alümina kor seramiğini tanıtmış ve böylece tam seramik kronların kırılma dayanımında önemli bir ilerleme kaydedilmiştir. 1978 yılında Peter Adair ve David Grossman tarafından, Dicor cam seramik materyali geliştirilmiştir. Tam seramik sistemlerdeki bu ilerleme, 1984 yılında camın kontrollü kristalizasyonunun (Dicor) gösterilmesi ile devam etmiştir. Daha sonra, hacminin yaklaşık %70'i tetrasilik flormika kristalinden oluşan işlenebilir cam seramik formu (Dicor MGC) geliştirilmiştir. 1990'ların başında %34 oranında lösit içeren preslenebilir cam seramik (IPS Empress) tanıtılmıştır. Dicor ile benzer kenar uyumu ve dayanıklılığa sahip olmasının yanı sıra, özel bir kristalizasyon işlemi gerektirmemektedir. 1990'ların sonunda %70 lityum disilikat kristali içeren, kırığa daha dayanıklı olan preslenebilir cam seramik (IPS Empress 2) tanıtılmıştır (Malament ve Socransky 1999a, Anusavice KJ. 2012b).

20.yüzyılda seramiklerin kimyası, kristal yapısı ve bu konuyla ilgili bilimsel verilerin artışıyla dental seramiklerin sahip olduğu potansiyel gözler önüne serilmiştir. Kırılma sertliği ve dayanıklılık gibi özelliklerinde önemli gelişmeler elde edilmiş ve böylece metallerle seramikler arasındaki mekanik ve fiziksel farklılıklar azalmıştır (Shen ve Kosmac 2014a).

1.2 Dental Seramiklerin Yapısı

Oksijenin bir veya daha fazla metalik veya yarı metalik elementle (alüminyum, bor, seryum, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum) birleşimi sonucu meydana gelen dental seramikler, silikat camlar, porselenler, cam seramikler veya kristalin katılardan oluşmaktadır. Oksijen

anyonlarına bağılı bulunan 2 değerlikli katyon olan silikon, silikat camların merkezinde yer almaktadır. Bu yapı, diğer tetrahedralara rastgele bağlanarak polimerik (SiO₂)_n zincirleri oluşturmaktadır (Anusavice KJ. 2012b).

Diş hekimliğinde kullanılan porselen; feldspar (ortoklas), quartz (SiO₂), kaolin ve alümina gibi çeşitli kristalin materyallerin karışımından meydana gelmektedir (Zaimoğlu ve Can 2011). İlk seramikler yüksek oranda kaolin iğerdiği için zayıf, opak ve pöröz yapılı, kullanıma elverişli olmayan materyallerin üretimine neden olmuştur. Restorasyondaki kaolin oranının yüksek olması yapıyı zayıflatırken, eser miktarda ilave edilmesi porselenin opasitesine ve matriks oluşumuna katkı sağlamaktadır. Silika ve feldspar gibi diğer minerallerle karışıtılmasıyla da gerekli yapısal dayanıklılık elde edilmektedir (McCabe ve Walls 2008, Fraunhofer 2013a). Feldspar, metal oksitlerle karıştırılıp pişirildiğinde camsı fazı oluşturmakta ve yumuşamaktadır. 3 boyutlu tetrahedra ağına sahip olan silika, yüksek ergime noktasına sahip camın amorf yapısını meydana getirmektedir. Dağınık fazda bulunan silika ile feldspar, yüksek sıcaklıkta bağlanmaktadır (Fraunhofer 2013a).

Kullanım amacına göre farklılık gösteren porselenin metal altyapı ile kullanılan formu olan geleneksel feldspatik porselenin iğeriği, esas olarak % 69 silika (SiO₂), % 8 alümina (Al₂O₃) ile beraber genleşmeyi kontrol eden % 8-10 arasında potas (K₂O) ve soda (Na₂O) ile birlikte % 1 borik asit (B₂O₃) ve % 0.8 kalsiyum oksitten (CaO) oluşmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2011).

Porselenler olarak da adlandırılan veneer seramiklerinin bazıları soda feldspar veya soda ve potas feldsparın kombinasyonu ile şekillendirilmiş olsa da çoğu potas feldspardan (K₂O Al₂O₃6SiO₂ veya KAlSi₃O₈) meydana gelmektedir. Mine-dentin oluşumunu taklit etmek için opaklaştırıcılar (TiO₂, ZrO₂, SnO₂), ısı karşısında değişiklik göstermeyen renklendirici oksitler ve floresanlaştırıcı oksitler (CeO₂) eklenmektedir. Dental seramiklerdeki camsı faz hacminin yüksek olması (% 80-90), mineye benzer translüensinin elde edilmesine olanak sağlamaktadır (Anusavice KJ. 2012b, Sakaguchi R. L. 2012).

Seramikler, ısıya dayanıklı ve güçlü malzemeler olmaları sebebiyle stabilitelerini uzun süreler boyunca koruyabilmektedirler. Buna karşın, aşırı esneme, hızlı ısıtma veya soğutmaya maruz kaldıklarında kırılabilirler. Dolayısıyla kırılma dayanıklılığı, en kritik öneme sahip olan özelliktir ve gerilim kuvvetlerinin tetiklediği çatlak büyümesine karşı direnç gösterilmesinde önemli rol oynamaktadır. Bu özellik, örnek büyüklüğüne, uzunluğuna, şekline, yük karşılama kapasitesine, uygulanan yüzey işlemlerine ve çevre koşullarına göre değişiklik göstermektedir (Anusavice KJ. 2012b).

1.3 CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Seramikler

Tam seramik restorasyonlar, metal seramik restorasyonlardan estetik olarak daha üstün özellikler sergilemekte ve buna bağlı olarak kullanımları giderek artmaktadır. Seramik malzemelerde kaydedilen gelişmeler, modern seramiklerin fiziksel özelliklerinin güçlendirilmesini sağlamış ve bu sayede klinik alandaki kullanımlarında önemli bir artış meydana gelmiştir (Fasbinder ve ark. 2010). Bununla birlikte, üretim aşamalarında kullanılan geleneksel yöntemler zaman almakta, teknik hassasiyet gerektirmekte ve pek çok değişkenden etkilenmektedir. Endüstriyel olarak üretilen bloklar ise minimum kusur oranına sahiptir ve daha homojen bir yapı sergilemektedir. Bütün bu koşullar göz önüne alındığında CAD/CAM sistemleri, hem diş hekimleri hem de laboratuvarlar için iyi bir alternatif oluşturmaktadır (Tinschert ve ark. 2000, Beuer ve ark. 2008a, Miyazaki ve ark. 2013). Bu yöntemle üretilen protezler, hastaların estetik ve fonksiyonel beklentilerini gereğince karşılayabilmektedir. Klinikte kullanılmak üzere çok çeşitli seramik sistemleri geliştirilmiştir (Kelly ve Benetti 2011).

1.3.1 CAD/CAM ile Kullanılan Cam Seramikler

1.3.1.1 Feldspatik Seramikler

Tam sinterlenmiş feldspatik seramik blok olan Vita Mark I kullanılarak, ilk kez 1985 yılında CAD/CAM uygulamasıyla inley üretilmiştir (Mormann ve Bindl 2002,

Mormann 2006). 1991 yılında tanıtılan Vita Mark II ise Vita Mark I'e kıyasla daha küçük tanecik boyutuna (4 µm) sahip olup dayanıklılığı daha yüksektir (Pallesen ve van Dijken 2000).

Vita Mark II blokları geleneksel feldspatik seramiğe benzer materyalden yapılmakta, ancak farklı bir işleme üretilmektedir. Plastikleşmiş seramik karışımı preslendikten sonra şekillendirilmekte ve sinterlenmeden önce uzun süre kurutulmaktadır (Li ve ark. 2014). Temel olarak SiO₂ (%60-64) ve Al₂O₃ (%20-23) içermektedir. Simantasyon için rezin siman kullanıldığında, mikromekanik retansiyonu elde etmek için hidroflorik asit ile pürüzlendirme yapılabilmektedir (Denissen ve ark. 2000).

2010 yılından bu yana, içerik olarak Vita Mark II'yi esas alan, FDI numaralandırma sistemindeki numaralara karşılık gelen kron formlarına sahip Priticrown blokları bulunmaktadır. Temel olarak silisyum dioksit içermektedir ve feldspar kristalleriyle güçlendirilmiştir. Estetik dental restorasyonların yapımı için etkili bir yöntem sunmasının yanı sıra form ve fonksiyonunun da doğal diş özelliklerine benzer şekilde geliştirilmesine dikkat edilmiştir. Materyal özellikleri ve kron şeklindeki formu, hem maddi kazanç sağlamakta hem de karşıt dişlerde ve kullanılan aletlerde oluşabilecek aşınma miktarını en aza indirmektedir. Ağız içerisindeki sıvıların, seramiklerdeki mikro çatlaklara ulaşarak gelen kuvvetler karşısında çatlakların büyümesine yol açtığı teorisine karşılık, bu bloklarda nemli ortamda bir değişiklik oluşmadığı belirtilmektedir ("Pritidenta" 2016), ancak konuyla ilgili bilinen bir çalışma mevcut değildir. Kron formundaki feldspatik içerikli blokların tasarımı ve üretimi için ayrı bir lisans gerekmektedir. Bunun yanı sıra diğer tam seramik malzemeler seçilerek yapılan herhangi bir kron tasarımını priticrown bloklarına uygulamak mümkün değilken bu bloklar için yapılmış tasarımın diğer materyallerde kullanılması konusunda kısıtlama bulunmamaktadır.

1.3.1.2 Mika Esaslı Seramikler

Mika mineralleri, filosilikat olarak da adlandırılan Si, K, Na, Ca, F, O, Fe ve Al elementlerinin çeşitli formüllerini içeren bir yaprak silikat grubudur (Saint-Jean 2014). Mika esaslı cam seramiklerin işlenebilirliği kolaydır ve doğal diş benzer

estetik görünüm sergilemektedirler (Denry ve ark. 2003). Restorasyonlar, kayıp mum tekniğiyle santrifüjlü döküm yoluyla üretilebileceği gibi, seramik blokların CAD/CAM ile freze edilmesiyle de elde edilebilmektedir. Bu alanda Dicor (Dentsply, York, USA), laboratuvarında seramiğin hem yapımı hem de işlenmesi için sunulmuş mika esaslı bir cam seramiktir. Tetrasilik flormika içeriği sayesinde işlenebilirliğinin mümkün hale getirildiği versiyonu olan Dicor MGC, % 70'e ulaşan kristalin faz içermektedir (Denry 1996, Malament ve Socransky 1999b, Chang ve ark. 2003).

1.3.1.3 Lösitle Güçlendirilmiş Seramikler

Lösit ilave edilmesi cam seramiklerin güçlendirilmesi için kullanılan yöntemlerden bir tanesidir. %35-45'lik konsantrasyonda lösit eklenerek dayanıklılığın artırılması amaçlanmaktadır (Shen ve Kosmac 2014b). 1998 yılında CEREC inLab ile kullanılmak üzere üretilen ProCAD, lösitle güçlendirilmiş bir seramiktir (Keshvad ve ark. 2011). Empress ProCAD' in ardından 2006 yılında lösit içeriği %45 ve partikül boyutu daha küçük olan Empress CAD tanıtılmıştır. Bu durum, seramiğin işlenmesinden kaynaklanan hasarlara karşı gösterilecek direncin artmasına katkı sağlamaktadır (Giordano ve McLaren 2010b). Temel içerik olarak IPS Empress'e benzemektedir; ancak toz, önce bloklara preslenmekte ve ardından sinterlenmektedir. 160 MPa civarında esneme dayanımına sahiptir. Paradigm C de bu kategoride yer alan diğer bir seramiktir (Li ve ark. 2014).

1.3.1.4 Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Seramikler

Monolitik restoratif materyal olan lityum disilikat bloklar, cam endüstrisinde kullanılan basınçlı döküm tekniğiyle üretilmektedir. 2006 yılında lityum disilikat cam seramik olan IPS e max CAD tanıtılmıştır. Prekristalize hali olan mavi aşamada esneme dayanımı 130 ± 30 MPa olup metasilikat ve lityum disilikat çekirdeği içermektedir. Tasarlanan restorasyonlar, bloklardan elde edildikten sonra 850°C ' de 20-25 dk porselen fırınında ısıl işlem uygulanmaktadır. Bu ısıl işlem esnasında, metasilikatlar çözünmekte, lityum disilikat kristalize olmakta ve seçilen blok rengine

göre restorasyon elde edilmektedir. Bu noktada seramik %70 oranında, 1,5 µm boyutunda kristal içeriğine sahiptir ve esneme dayanımı 360 MPa'ya yükselmektedir. (Culp ve McLaren 2010)

1.3.1.5 Cam İnfiltre Edilmiş Alümina ve Zirkonya Esaslı Seramikler

Mikropöröz yapılı olan In Ceram Alumina ve In Ceram Zirconia seramik bloklar, seramik tozunun kuru presleme yöntemiyle bir kalıba preslenmesinden üretilmektedir. Bu bloklar slip casting (pöröz bir yapının kapiller kuvvetle sıvıyı absorbe etmesiyle katı bir yapı oluşması) tekniğine kıyasla, daha homojen dağılımda ve daha düşük sayıda makropor içermektedir. Bloklar CAD/CAM yöntemi ile şekillendirildikten sonra sinterlenerek elde edilen restorasyonlara La (lantan) cam infiltre edilmektedir (Apholt ve ark. 2001). 1989 yılında tek ve üç üyeli anterior sabit bölümlü protezler için üretilen ilk tam seramik olma özelliğini taşıyan In Ceram Alümina'nın opak yapısı, estetik beklentiyi yeterince karşılayamamış ve 1994 yılında In Ceram Alumina'ya alternatif olarak In Ceram Spinell üretilmiştir. In Ceram Spinell'in içeriğindeki magnezyum alüminyum oksit (spinel) restorasyonların translüsensisini arttırırken mekanik özelliklerini zayıflatmakta ve bu nedenle yalnızca anterior restorasyonlar için kullanılması önerilmektedir (Heffernan ve ark. 2002).

Cam infiltre edilebilen seramik CAD/CAM bloklar arasında, dayanıklılığı en yüksek blok olan In Ceram Zirconia ise, In Ceram Alümina sistemine %35'lik kısmi stabilize zirkonya ilave edilerek üretilmiştir. (Chong ve ark. 2002, Sundh ve Sjogren 2004) Bununla beraber opak yapısı, kullanımını posterior bölgeyle sınırlandırmaktadır.(Heffernan ve ark. 2002) In Ceram Alümina, In Ceram Spinell ve In Ceram Zirkonya için esneme dayanımı değerleri sırasıyla 450-600 MPa, 350 MPa ve 700 MPa olarak bildirilmiştir (Giordano 2006). Bunlarla beraber, CICERO teknolojisiyle üretilen Synthoceram da yüksek dayanıklılığa sahip cam infiltre edilmiş alümina esaslı bir seramiktir (Dozić ve ark. 2003).

1.3.2 CAD/CAM ile Kullanılan Kristalin Esaslı Seramikler

1.3.2.1 Alümina Esaslı Polikristalin Seramikler

İlk yoğun dental polikristalin seramik olan Procera AllCeram 1993 yılında tanıtılmıştır. Bu altyapı materyali % 99.9 oranında alümina içermektedir ve esneme dayanımı 600 MPa'dır. Sinterleme büzülmesini karşılayabilmek için, day duplikat %20 oranında genişletilmekte ve üzerine alüminyum oksit yoğun bir şekilde işlenmektedir. Sinterlenen altyapı, belirlenen boyutta şekillendirildikten sonra, benzer termal genleşme katsayısına sahip porselenle kaplanmaktadır. (Andersson ve Odén 1993, Giordano ve McLaren 2010a).

Benzer yapıdaki diğer bir CAD/CAM seramiği ise 2005 yılında tanıtılan Vita InCeram AL'dir. Cam içermeyen, polikristalin yapılı bu seramik üretim yöntemi açısından InCeram Classic Alumina'dan farklılık göstermektedir (Borba ve ark. 2011).

1.3.2.2 Zirkonya Esaslı Polikristalin Seramikler

Zirkonya, monoklinik, tetragonal ve kübik form olmak üzere üç formda bulunabilen polimorfik bir seramiktir. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik haldedir. Bu faz 1170°C' ye kadar stabil kalırken, bu sıcaklığın üzerinde tetragonal faza ve 2370°C'den sonra ise kübik faza geçmektedir. Tetragonal faz, kararlı bir faz değildir ve çatlak gibi mekanik bir uyarı ile monoklinik faza dönüşebilmektedir (Piconi ve Maccauro 1999). Monoklinik faz, boyut olarak daha büyük olduğundan kırık bölgesinde yaklaşık %4'lük bir hacim artışı meydana gelmektedir. Bu hacim artışı ile oluşan baskı kuvvetleri dış streslere karşı koymaktadır. Bu durum dönüşüm sertleşmesi olarak adlandırılmakta ve çatlak yayılımını geciktirmektedir (Kosmac ve ark. 1999). Bununla beraber daha yüksek stres oluşumu çatlağın yayılmasına neden olabilmektedir (Li ve ark. 2014). Bu nedenle saf zirkonyanın oda sıcaklığında, tetragonal fazda stabilize edilmesi için kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yitrium ve seryum gibi metal oksitler ilave edilmektedir (Giordano ve McLaren 2010b). Böylece majör fazı kübik kristallerden oluşan, tetragonal ve monoklinik fazların da

minör fazlar olarak yer aldığı çok fazlı bir yapı oluşmaktadır (Piconi ve Maccauro 1999). Yalnızca tetragonal kristalleri içeren tek fazlı bir yapı elde etmek de mümkündür, bu şekilde oluşturulan seramik, stabilize edilmiş tetragonal fazlı zirkonya polikristali olarak adlandırılmaktadır (Li ve ark. 2014).

Saf zirkonyadaki hacim artışını kontrol altında tutmak için %3 mol yitrium oksit (Y_2O_3) ilave edilerek stabilize edilen tetragonal zirkonya polikristalleri(Y-TZP) yüksek kırılma sertliği ve esneme dayanımına sahiptir (Vagkopoulou ve ark. 2009). Radyopak yapısı, marjinal bütünlüğün ve siman artıklarının radyografik olarak kontrol edilmesini kolaylaştırmaktadır (Raigrodski 2004b).

Zirkonyanın stabilize edilmesi için magnezyum oksit kullanıldığında, kübik matrikste tetragonal kristaller içeren çift fazlı bir seramik oluşmaktadır. Rezidüel poröziteler içermesi sebebiyle aşınma oranı yüksektir. Y-TZP ile kıyaslandığında düşük mekanik özellikler göstermektedir (Piconi ve Maccauro 1999, Denry ve Kelly 2008).

Seryum ile stabilize edilen zirkonya/alümina nanokompozit, yitrium ile stabilize edilen zirkonyaya göre üstün özellikler sergilemektedir. Kırılma dayanıklılığı yüksek olmakla birlikte düşük esneme dayanımı göstermektedir. Nano boyuttaki alüminanın homojen olarak matrikste dağılması, sertliğini etkilemeksizin seramiğin dayanıklılığını artırmaktadır (Fischer ve ark. 2009).

1.4 CAD/CAM

1.4.1 CAD/ CAM Sistemlerinin Tarihçesi

CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim) sistemlerinde bilgisayarlar kullanılarak veri elde edilmekte, geniş yelpazedeki ürünlerin üretimi ve tasarımı planlanmaktadır. Bu sistemler, endüstriyel alanda uzun yıllardır kullanılmasına rağmen diş hekimliği alanında 1980'lerden itibaren kullanılmaya başlanmıştır. Diş hekimliğindeki ilk girişimler, 1970'lerde Amerika Birleşik

Devletleri'nde John Young ve Bruce Altschuler, Fransa'da Francois Duret, Almanya'da Werner Mörmann ve İsviçre'de Marco Brandestini ile başlamıştır. İlk olarak Young ve Altschuler 1977 yılında ağız içi yüzey tarama sistemini geliştirmek için optik bir enstrüman oluşturulması fikrini ortaya koymuştur. 1984 yılında Duret, sonradan Sopha Bioconcept sistemi olarak adlandırılmış Duret sistemini geliştirmiştir. Bununla beraber bu sistem, karmaşıklığı ve yüksek maliyeti sebebiyle başarı sağlayamamıştır. Ticari olarak piyasaya sunulan ilk CAD/CAM sistemi, Mörmann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC sistemi olmuştur (Liu ve Essig 2008).

Dr Rekow ve arkadaşları, 1980'lerde verilerin fotoğraflar ve yüksek çözünürlüklü tarayıcı yoluyla elde edildiği 5 akslı frezeleme kabiliyetine sahip yeni bir dental CAD/CAM sistemi tasarlamışlardır (Rekow 1987). Dr Andersson ise 1983 yılında kron üretimini yüksek hassasiyetle gerçekleştiren Procera sistemini geliştirmiştir ("History of Nobel Biocare. ").

Başlangıçta CAD/CAM sistemleri kullanılarak inley, onley, veneer ve kron restorasyonlarının üretimi yapılırken son zamanlarda sabit bölümlü protezler, implant abutmentleri ve protetik altyapılar da üretilmektedir (Davidowitz ve Kotick 2011).

1.4.2 CAD/CAM Komponentleri

CAD/CAM sistemleri üç temel bölümden oluşmaktadır. 1) Veri toplama ünitesi : Preparasyon, komşu dişler ve çevre dokulara ait verileri, ağız içi veya ağız dışı tarayıcılar vasıtasıyla indirekt olarak toparlayıp üç boyutlu (3D) sanal modellere dönüştürmektedir. 2) Yazılım sistemi: Restorasyonların tasarlanması ve freze parametrelerinin belirlenmesi için kullanılmaktadır. 3) Freze cihazı: Bilgisayar kontrolünde, restorasyonun üretimini sağlamaktadır (Alghazzawi 2016).

1.4.3 CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sistemleri laboratuvar ve hasta başı sistemler olmak üzere sınıflandırılmaktadır. Laboratuvar sistemleri de kendi içerisinde tarayıcı ve freze birimi olan laboratuvar CAD/CAM sistemleri (örneğin; Amann Girrbach, 3M ESPE, Sirona Dental Systems, Zirkon Zahn, vhf camfacture AG, Weiland Dental, Pou-Yuen ve U-Best Dental, Planmeca, KaVo Dental, Dentsply Prosthetics), yalnızca tarama işlemini sağlayacak ünitesi olan CAD sistemleri (örneğin; D2000, 3 Shape; Dental Wings 7 series, Dental Wings; IScan D104, Imetric 3D SA; Ceramill Map, AmannGirrbach; Activity 850 3D, Smart Optics) ve sadece freze birimini içeren CAM sistemleri (örneğin; DWX-50, Roland DGA Corporation; inLab MC X5, Sirona; M5, Zirkonzahn; Tizian Cut 5 Smart, Schütz Dental; S2 Model, vhf camfacture AG; Ceramill Motion 2, Amann Girrbach) olarak ayrılmaktadır. Laboratuvar tarayıcıları da optik ve mekanik tarayıcılar olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Hasta başı CAD/CAM sistemleri ise kendi tarama ve freze birimlerine sahip olanlar (Sirona ve Planmeca) ve tasarım özelliği olmaksızın yalnızca görüntü elde edilmesini sağlayan sistemler (örneğin; True Definition Scanner, 3M ESPE; iTero, Align Technology, Inc; Trios, 3Shape; Apollo DI, Sirona; CS 3500, Carestream Dental LLC) olmak üzere ayrılmaktadır (Alghazzawi 2016). Çalışmamızda da yalnızca tarama özelliği olan laboratuvar CAD sistemi D700(3Shape) ve yalnızca freze işlevi olan laboratuvar CAM sistemi Coritec 550i (imes-icore) kullanılmıştır.

1.4.3.1 Cerec

Cerec sistemi 1987 yılında tanıtılmıştır ve dijital tarama ile freze ünitesini birleştiren ilk dental sistemdir (Davidowitz ve Kotick 2011). Cerec sisteminin ilk versiyonları ile yalnızca inley ve onley restorasyonlar üretilebilmiştir (Mormann 2006). 1992 yılında Cerec 1, 1994 yılında ise Cerec 2 sistemi tanıtılmıştır. İki CAD/CAM sistemi arasındaki fark, Cerec 2 versiyonunun ağız içi kamerasıyla 3 boyutlu tarama yapabiliyor olmasıdır (Yöndem ve Aykent 2008). 2009 yılında tanıtılan Cerec AC,

sistemin son versiyonu olup, bluecam teknolojisiyle güçlendirilmiştir (Sirona 2009). Sistemin yeni veri toplama ünitesi, mavi ışık yayan diyotlardan gelen yoğun mavi ışığı kullanmaktadır. Kamera ile dişler üzerine yönlendirilen mavi ışığın farklı bir açıyla dişlerden geri yansıdığı bu yöntem, aktif triangulasyon olarak ifade edilmektedir (Davidowitz ve Kotick 2011).

1.4.3.2 E4D Dentist

Bu sistem, tasarım merkezi, freze birimi ve ağız içi lazer tarayıcı ünitelerini içermektedir. E4D, bazı durumlarda yansıtıcı ajan kullanımını gerektirmektedir. Bu sistemde, taranacak bölge konvansiyonel ölçüde olduğu gibi hazırlanmaktadır. Tarayıcının belirli bir uzaklıkta durmasını sağlayan iki lastik ayağı vardır ve hedeflenen bölgeye yakın yerleştirilerek uygulanmaktadır (Davidowitz ve Kotick 2011).

1.4.3.3 DCS Precident

DCS Precident sistemi bir lazer tarayıcı (preciscan) ile CAM freze (precimill) merkezinden oluşmaktadır. DCS Dentform yazılımı, köprüler için konnektör boyutu ve gövde formlarını otomatik olarak belirlemektedir. Aynı anda 14 dayın taranabildiği bu sistem, tek bir uygulamada 30 altyapı ünitesine kadar freze yapabilmektedir. Cam seramik, Vita In Ceram, zirkonya, metaller ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin tercih edilebildiği DCS Precident sistemi, kullanılan malzemeler açısından, geniş bir endikasyon alanı sunmaktadır. Bu sistem tam sinterlenmiş zirkonya ve titanyum blokları işleyebilen az sayıdaki CAD/CAM sistemlerinden birisi olarak bilinmektedir (Liu ve Essig 2008).

1.4.3.4 Everest

2002 yılında tanıtılan Everest sistemi tarama, frezeleme ve fırınlama ünitelerinden oluşmaktadır. Tasarım sırasında kullanılan alçı model, 20 µm'lik hassasiyete sahip CCD(Charged Coupled Device) kamera ile taranmaktadır. Sistem 3 boyutlu dijital bir model elde edebilmek için 15 noktadan otomatik olarak fotoğraf almaktadır. Restoratif malzeme olarak lösitle güçlendirilmiş cam seramik, yarı sinterlenmiş ve tam sinterlenmiş zirkonya ile titanyum bloklar kullanılabilir. Freze ünitesi, 5

akslı hareket kabiliyeti sayesinde detaylı morfoloji ve hassas marjinler oluşturabilmektedir (Liu ve Essig 2008).

1.4.3.5 Cercon

Cercon sistemi, 2002 yılında piyasaya sunulmuştur. Başlangıçta tasarım işlevine sahip olmadığı için yalnızca üretim kısmında kullanılmıştır. Bu durum en az 0.4 mm kalınlığında mum örneklerin hazırlanmasını gerekli kılmıştır. Hazırlanan mum örnekler, sistem tarafından tarandıktan sonra, Cercon Brain freze birimi ile yarı sinterlenmiş zirkonya bloklarından altyapılar elde edilmiştir. Üretilen altyapılar 1350 °C’de 6-8 saat kadar sinterlendikten sonra veneerlenmiştir. 2005 yılında Cercon Eye 3D lazer optik tarayıcı ve Cercon Art CAD tasarım yazılımının geliştirilmesiyle tam bir CAD/CAM sistemi halini almıştır. Böylece endikasyon alanı geliştirilen Cercon sistemi ile yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar kullanılarak, tek üyeli tam kronlardan 9 üyeli köprülere kadar restorasyonlar üretilebilmektedir (Liu ve Essig 2008).

1.4.3.6 Procera

Procera sistemi, alümina ve zirkonya esaslı altyapı üretimleri için yenilikçi bir yaklaşım sunmaktadır. Sistem ile birlikte Procera Piccolo ve Procera Forte isimli iki farklı tarayıcı kullanılabilir. Procera Piccolo ile tek üyeli restorasyonlar taranabilirken, Procera Forte ile hem tek hem de çok üyeli restorasyonlar taranabilmektedir. Daha sonra elde edilen üç boyutlu görüntüler internet yoluyla (New Jersey veya İsveç’te bulunan) işlem merkezine gönderilmektedir. Merkezde, istenilen kalınlıkta şekillendirilen kristalin esaslı altyapıların maksimum yoğunluk ve dayanıklılığa ulaşması için 2000 °C’ de sinterleme işlemi uygulanmaktadır (Liu ve Essig 2008).

1.4.3.7 Lava

Lava sistemi, hareketli bir mekanizma, dokunmatik bir ekran ve tarayıcı kameraya sahiptir. Prepare edilen dişin tarayıcının referans noktaları tarafından tanınması için titanyum dioksit tozu kullanılmaktadır. Tarayıcı ile sırasıyla okluzal, bukkal ve lingual yüzeylerin görüntüsü alınarak 3D gözlüklerle incelenebilmektedir. Elde edilen veri, internet yoluyla laboratuvara gönderilmekte ve dijital olarak day

hazırlanmaktadır. Ardından hazırlanan dijital day, 3M'e gönderilmekte ve alçı model oluşturulmadan önce oradaki teknisyen tarafından incelenip görüntüler birleştirilmektedir. Son olarak elde edilen alçı model tekrar laboratuvara gönderilmektedir (Davidowitz ve Kotick 2011).

1.4.3.8 Turbodent

TurboDent Sistemi (TDS), 2005 yılında tanıtılmış ve Taiwan'da üretime başlamıştır. Bu sistemde, alçı model ve mum modelasyon TDS tarayıcı ile taranmakta, restorasyonlar ise TDS Designer ile tasarlanmaktadır. TDS Designer, dijital modelasyon imkanı veren ve geniş bir kütüphane içeren tasarım yazılım paketidir. Planlanan restorasyonların freze edilmesinde 5 akslı TDS-Cutter kullanılmaktadır. İnley, onley, veneer, kron ve köprü altyapıları, kişisel abutment ve bar altyapılarını içeren geniş aralıkta seramik veya titanyum restorasyonları işleme kapasitesine sahiptir. TurboDent Sistemi de Procera sistemi gibi, TDS tarayıcı ile taranan verilerin tasarım ve üretim için işlem merkezine elektronik olarak gönderilmesini sağlamaktadır.

Üretici firma 2007 yılında TDS İmplant Smart ismini verdiği yeni bir yazılım modülü geliştirerek implantların bilgisayarlı tomografi yardımıyla sanal olarak kemiğe yerleştirilmesini sağlamış ve cerrahi rehber plakların üretimine başlamıştır. Bu sistem cerrahi stent, kişisel abutment, geçici kron ve seramik restorasyonların üretilmesi için olanak sağlamaktadır (Liu ve Essig 2008).

1.4.3.9 Cicero

İlk defa, Denisson ve arkadaşları tarafından açıklanan Cicero yönteminde, seramik restorasyonların üretimi için maksimum statik ve dinamik okluzal ilişkiler dikkate alınarak optik tarama, seramiğin sinterlenmesi ve bilgisayarlı freze teknikleri kullanılmaktadır (Denissen ve ark. 1999). Üretim aşamaları seramiklerin tabakalanması, hassas bir şekilde okluzal yüzeyin işlenmesi ve yüksek dayanıklılığa

sahip seramik altyapının freze edilmesinden oluşmaktadır (van der Zel ve ark. 2001).

1.4.3.10 Celay

Celay sisteminin ilk versiyonu 1988'de tasarlanmıştır. Kopya-freze tekniğine dayanan bir sistemdir. Restorasyon, Cerec sistemine benzer olarak prefabrik seramik bloklardan freze edilmektedir. Özel bir kompozit materyalinden hazırlanan ön model direkt olarak diş üzerinde veya ana modelde hazırlandıktan sonra, bu modele göre seramik bloklar şekillendirilmektedir. Bilgisayar yardımı ile taranan modelin duplikatı blokların freze edilmesiyle elde edilmektedir (Eidenbenz ve ark. 1994).

1.5 Dental Seramiklerdeki Kırıklar ve Sebepleri

1.5.1 Kırık Çeşitleri

Başarısızlığa uğramış seramik kronlar incelendiğinde marjinden başlayan kırık, okluzal temaslardan başlayan çatlaklar, porselenin kırılarak ayrılması (chipping) ve tabaka halinde ayrılması (delaminasyon) olmak üzere üç temel kırık tipinin olduğu gösterilmiştir (Liu ve Shen 2014). Kron restorasyonlar üzerine yapılan in vitro çalışmalarda meydana gelen kırık şekillerinin sınıflandırılmasında adeziv ve koheziv başarısızlık türleri dikkate alınabildiği gibi (Zahran ve ark. 2008, Carvalho ve ark. 2014); kron ve kullanılan day materyali üzerinde meydana gelen hasar seviyesine, kırığın konumuna ve restorasyondaki materyal kaybına bağlı olarak da sınıflandırma yapılabilmektedir (Burke ve Watts 1994, Skouridou ve ark. 2013, Shahrbağ ve ark. 2014).

1.5.1.1 Marjinden Başlayan Kırık

Marjin bölgesi, hem anterior hem de posterior dişlerde kronun en ince kısmını oluşturmaktadır. Bu bölgede oluşan hatalar, kronların başarısızlığında kritik rol oynamaktadır. Ayrıca anterior dişlerde kronların proksimal marjinleri, ısırma kuvveti karşısında en yüksek gerilimin görüldüğü alanlardır. Bu nedenle, bu kırık tipi hem çift hem de tek tabakalı anterior tam seramik kronlarda görülebilmektedir (Liu ve Shen 2014).

Restorasyonun çiğneme aktivitesi sırasında, karşıt dişlerle temas etmesi ile meydana gelen yüklerin (Hertzian yükleri) okluzal yüzeye dağılması, yükün uygulandığı noktadaki stres oluşumunu azaltırken marjinlerdeki stres yoğunluğunu arttırmaktadır (Kim ve ark. 2007). Bu bölgedeki stres seviyesinin yükselmesi de marjinden başlayan kırık ve çatlaklara neden olmaktadır (Rekow ve ark. 2009).

1.5.1.2 Okluzal Temaslardan Başlayan Kırıklar

Bu kırık tipleri, hem anterior kesicilerde hem de posterior molar tam seramik kronlarda görülebilmektedir. Isırma kuvvetlerinin oluşturduğu gerilim sebebiyle restorasyon yüzeyindeki en zayıf noktadan başlayan çatlak giderek ilerlemektedir. Kesicilerde meydana gelen kırıklar çoğunlukla dişlerin lingual kısmından başlamakta ve restorasyonlarda iki veya daha fazla parçadan oluşan kırıklar meydana gelmektedir. Katastrofik kırık, alümina ya da zirkonya altyapılı seramikler gibi iki tabakalı tam seramiklerde (alümina / porselen kron gibi) ve lösit veya lityum disilikatla güçlendirilmiş tek tabakalı tam seramik restorasyonlarda görülebilmektedir (Liu ve Shen 2014). Laboratuvar çalışmaları, sonlu elemanlar analizi ile elde edilen bulgular ve ağız ortamındaki mekanik etkileşim göz önüne alındığında, çiğneme esnasında okluzal yüzeylere uygulanan kuvvetlerin seramik kron restorasyonlarında kırığa neden olduğu konusunda görüş birliği bulunmaktadır. İn vitro kırıklar, uygulanan yükler neticesinde okluzal temaslardan başlamaktadır. (Kelly 1999, Anusavice ve ark. 2007).

1.5.1.3 Chipping ve Delaminasyon

Okluzal temas noktalarında, çiğneme aktivitesinin döngüsel olarak meydana getirdiği yüksek baskı kuvvetleri, lokal gerilimler meydana getirmekte ve yorgunluğa bağlı mikro çatlaklar oluşturmaktadır. Bu mikro çatlaklar, seramik tabakasına penetre olup chippingle sonuçlanana kadar büyüüp ilerlemeye devam etmektedir. Bu nedenle chipping, dişlerin birbirlerine temas ettiği noktalarda görülmektedir. Proksimal marjinal kenarda veya üst dişin lingual/alt dişin bukkal tüberkülünde ve anterior kronların insizal köşesinde yer almaktadır. Seramik ile altyapının ara yüzeyindeki bir çatlak, seramik tabakasına penetre olduğunda, bu ara yüzey boyunca ilerlemekte ve seramikle altyapı arasında mekanik bağlantının en zayıf olduğu alanda delaminasyona neden olmaktadır. Delaminasyon, çoğunlukla daha ince seramiklerle ilişkiliyken; chipping, daha kalın seramik tabakalarıyla ilişkili görünmektedir (Liu ve Shen 2014).

Ara yüzey kırıkları, veneer ve altyapı seramiğinin elastisite modülleri arasındaki yüksek fark ile ilişkilendirilmektedir. Malzemelerin kırılma sertlikleri arasındaki farklılık veya kırılma sertliği ile elastisite modülü arasındaki uyumsuzluk, delaminasyon kırıklarından sorumlu tutulmaktadır (Guazzato ve ark. 2004).

1.5.2 Kırık Sebepleri

1.5.2.1 Yapısal Özellikler

Yapısal kusurlar, materyaldeki porlar, çatlaklar dental seramiklerdeki başarısızlıklarda rol oynamaktadır. Çatlaklar, üretim sırasında veya freze aşamasında oluşabileceği gibi çiğneme aktivitesinden de kaynaklanabilmektedir (Denry 2013). Kırık kaynağı, genellikle çiğneme kuvvetlerinin sebep olduğu gerilimin en yüksek seviyeye ulaştığı noktaya yakın bulunmaktadır. Bu bölgenin etrafında görülen mikroskobik hasarlar veya çatlaklar, stres kritik seviyeye ulaştığında kırığa yol açmaktadır (Liu ve Shen 2014).

1.5.2.2 Hertzian Çatlakları

Düz bir yüzeye uygulanan künt temaslardan kaynaklanan Hertzian çatlakları döngüsel çigneme kuvvetlerinin seramikte oluşturduğu yorgunluk hasarını yansıtmaktadır. Karşıt doğal diş tüberkülünün seramiğe temas ettiği bölgede mikro çatlaklar başlamaktadır. Her çigneme döngüsünde aynı alanda meydana gelen temas, yorgunluğa bağı koni şekilli çatlakları oluşturabilmektedir (Lawn ve ark. 2001, Liu ve Shen 2014). Çigneme sırasında meydana gelen temasların neden olduğu stresleri taklit etmek için çelik küresel bir uç, döngüsel olarak dental restorasyon malzemelerine uygulanmaktadır (Coldea ve ark. 2014). Küresel uç yüzeye temas ettiğinde, elastik deformasyonun meydana geldiği dairesel bir temas alanı oluşmaktadır. Bu alanın daha derin kısmında baskılayıcı kuvvetler meydana gelmektedir. Temas bölgesi dar, yuvarlak şekilli bir bölgedir (Lawn 1998). Sert seramiklerde bu alan çok küçük olabileceğinden, baskı kuvvetleri ile birlikte bu yuvarlak şekilli kısımda yüksek seviyede gerilim de oluşabilmektedir. Yüzeyde meydana gelebilecek olan Hertzian çatlakları veya yarım yuvarlak şekilli çatlaklar, genellikle derin olmamakla birlikte etkili kuvvetler uygulandığı anda kırık kaynağı olarak rol oynayabilmektedir (Tanja Lube 2014).

1.5.2.3 Ara Yüzey Çatlakları

Estetik veneer materyalinin altyapı materyalinden daha zayıf yapıda olması, düşük kuvvetli gerilimler altında başarısızlığa yol açmaktadır. Çatlaklar, veneer materyalinin serbest yüzeyinden ilerleyebileceği gibi veneer ile altyapının ara yüzeyinden de başlayabilmektedir. Ara yüzeyde meydana gelen gerilim, altyapının ısırma kuvveti altında plastik deformasyona uğraması nedeniyle oluşmaktadır. Bu plastik deformasyona gösterilen direnç, altyapının mekanik özellikleri ve kalınlığı ile ilişkilendirilmektedir (Beuer ve ark. 2008c, Liu ve Shen 2014).

1.6 Seramiklerin Yapısı ve CAD/CAM İlişkisi

Tam seramik materyallerdeki yapısal ve üretimsel kusurlar, çeşitli şekil ve boyuttaki porları, mikro ve makro çatlakları, freze izleri ve hava abrazyonunu veya freze parametrelerinin neden olduğu yüzey hasarlarını içermektedir (Thompson ve ark. 1994, Mackert ve Williams 1996, Taskonak ve ark. 2006, Quinn ve ark. 2012). Bu kusurların mevcut olduğu bölge ile restorasyonun fonksiyon sırasında gerilime maruz kaldığı alanın ilişkisi önemlidir (Quinn ve ark. 2012).

CAD/CAM sistemi, dental seramik blokların şekillendirilmesi için kullanılan esas yöntemdir (Liu ve Shen 2014). CAD/CAM üretim işlemi veya hasta başında frezele yapılan işlemler, restorasyonun uzun dönemdeki dayanıklılığını olumsuz etkileyebilmekte ve böylece kullanım ömrünü kısaltabilmektedir (Rekow 2006). Bu sistemde, seramik yüzeyinin aşındırılarak şekillendirilmesi sağlanmaktadır. Aşındırıcı aletin yüzeyindeki sert partiküllerin kesici özelliği kullanılarak seramik bloklardan materyal uzaklaştırılmaktadır. İşlem sırasında aletin uyguladığı kuvvet, seramik yüzeyinde gerinim oluşturmaktadır. Bu durum çatlakların başlamasına, yayılmasına öncülük ederek yeni bir yüzey yapısının meydana gelmesine neden olmaktadır (Zhang ve ark. 1994). Aşındırma işlemine bağlı oluşan çatlaklar ve çizikler, seramik malzemesine ve aşındırma parametrelerine bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Bu tür olumsuzluklar, tercih edilen parametrelerde yapılacak değişikliklere bağlı olarak azaltılabilmektedir (Liu ve Shen 2014).

1.7 Fraktografik Analizde Seramik Yüzeylerde Gözlemlenen Belirteçler

Fraktografi, metaller ve camlarda görülen başarısızlık nedenlerinin tespit edilmesine yardımcı olmaktadır. Seramiklerde görülen kırıkların incelenmesinde ise son otuz yıldır başarı sağlanmaktadır (Morrell ve Murray 2001). Kırık yüzeyi incelendiğinde gözlemlenen nispeten pürüzsüz bölge ‘fracture mirrors’ olarak adlandırılmakta ve çatlağın, ikincil çatlak oluşumu için yetersiz enerjiye sahip olduğu bölge ile sınırlanmaktadır. İkincil çatlak oluşumu için yeterli enerjiye sahip olmakla beraber yayılımı için yeterli enerjiyi barındırmayan kısım ise daha pürüzlü olan ‘mist’

bölgesini oluşturmaktadır. ‘Hackle’ bölgesinde ve çatlağın dallanma bölgesinde ikincil çatlaklar hem oluşmakta hem de büyümektedir (Kelly ve ark. 1990).

‘Hackle’ belirteçleri çatlakların hızlıca ilerlemesinden meydana gelmektedir (Scherrer ve ark. 2008). Yüzey üzerinde birbirlerine paralel olup ayrı düzlemlerde hareket eden bu belirteçler, kırık analizinde kaynağa giden yolun takip edilmesini sağlamaktadır. Seramiklerde diğer yüzey belirteçleri oluşmasa bile genellikle dayanıklılığı düşük veya pöröz seramiklerde oluşan ‘coarse hackle’ belirteçleri görülebilmektedir (Quinn 2007b).

Çatlak ilerlerken yabancı cisim veya por gibi bir yapıyla karşılaştığında ‘wake hackle’ belirteçleri meydana gelmektedir. Bu durumlarda çatlak ikiye ayrılıp bu oluşumların etrafından geçerek ilerlemeye devam edebilmekte ve böylelikle iz bırakacak şekilde düzensiz bir görüntü oluşturmaktadır. Bu izler çatlağın lokal yayılım yönünü gösteren küçük rüzgar gülleri olarak işlev görmektedir (Quinn ve ark. 2005). İkiye ayrılan kısımlar hafifçe farklı düzlemlerde olup aralarında bir basamak oluşmaktadır. Basamak çabucak kaybolabileceği gibi uzun bir mesafe boyunca devam da edebilir. Bu belirteçlerin tanınması oldukça kolaydır ve büyüklükleri değişiklik gösterebilmektedir (Quinn 2007b).

‘Twist hackle’ belirteçleri genellikle gerilimin olduğu alanda meydana gelen - gerilimden baskıya geçiş gibi- değişiklikten kaynaklanmaktadır. Kırık anında seramikteki stres dağılımını anlamak için önemli bir göstergedir. Bununla beraber çatlağın yöneldiği tarafı gösterebilir de her zaman kırık kaynağını işaret etmemektedirler (Richerson 2006).

‘Grinding crack hackles’, kırık yüzeyinde seramiğin aşındırılması sebebiyle oluşan çatlaklardaki düzensizliklerden köken almaktadır. ‘Shark’s teeth’ olarak da bilinmektedir. Bu belirteçlerin boyutu ve oluşan çatlakların dayanıklılık üzerindeki etkisi sertlik, elastisite modülü, kırılma dayanımı veya sertliği gibi materyal özelliklerine; aşındırıcı tipi, kesim derinliği, dönme hızı, aşındırıcı partikül boyutu ve partikül yoğunluğu gibi işleme koşullarına bağlıdır (Quinn 2007b).

Bir diğerk belirteç olan Wallner Çizgileri (Wallner lines) ise oluşumlarını ilk kez 1939'da açıklayan Helmut Wallner sebebiyle bu isimle anılmaktadırlar (K.Ravi-Chandar 2004). Wallner hattı, yayılan çatlakların kesiştiği alanlarda bulunmaktadır. Çatlak yayılımıyla benzer yönde kurvatür sergilemeleri sebebiyle yayılım yönünün tespit edilmesine yardımcı olmaktadır. Kırık yüzeyinde dar tepelikler oluşturan Wallner çizgileri ince, karartılı bir hat şeklinde izlenmekte ve ışıklandırıldıklarında hafifçe yer değıştirmektedirler. Neredeyse hiç kontrast göstermemeleri ve dar olmaları SEM ile görüntülenmelerini zorlaştırmaktadır (Quinn 2007b).

Duraklama çizgileri ('arrest lines') çatlak durakladığında, tekrar yayılımına devam etmeden önce oluşan keskin çizgilerdir. Çatlak başlangıcı daima ilk duraklama çizgisinin iç bükey kenarında yer aldığı için bu çizgiler aynı zamanda çatlak yayılım yönünü göstermektedir (Scherrer ve ark. 2007). Duraklama çizgileri, Wallner çizgilerinden iki önemli farklılığa sahiptir. Birçoğu, Wallner profilinden farklı olarak keskindir ve aydınlatıldıklarında yer değıştirmemektedir. Keskin çizgi genellikle çatlağın kesintiye uğradığı veya durduğu yerlere karşılık gelmektedir (Quinn 2007b).

'Compression curl' belirteci, bükülmenin neden olduğu gerilim sebebiyle ortaya çıkmaktadır. Seramik yapıda oluşan kırıktan hemen önce meydana gelen kavisli kenar olarak görünmektedir. Bu durum, seramiğin esneme sırasında kuvvete veya kırılma anında güçlü bir gerilim unsuruna maruz kaldığına işaret etmektedir (Liu ve Shen 2014) .

Scarps belirteçleri, kırık yüzeyindeki ince kurvatürlü çizgilerdir. Çatlağın sıvı ile etkileşmesi sonucunda veya bulunduğu çevrenin gösterdiği tepki ile oluşmaktadır. Genellikle kuru ortamdan nemli ortama geçiş gibi, çatlak tepesindeki çevre koşullarının değışmesi sebebiyle meydana gelmektedir. Camlarda ve tek kristalli yapılarda yaygın olarak görülmektedir. Polikristalin seramiklerde de oluşabilmekte, fakat yüzeydeki pürüzlülük görülmelerine engel olabilmektedir (Quinn 2007b).

Seramiklerdeki çatlakların özellikle su veya su buharının bulunduğu ortam koşullarında kritik seviyenin altındaki stres değerlerinde bile düzenli ve yavaş büyüme gösterebilme ihtimali, göz önünde bulundurulması gereken önemli bir

hususdur. Yavaş çatlak ilerlemesi (slow crack growth) restorasyonların zaman içinde dayanıklılıklarının azalmasına, kullanım ömürlerinin kısılmasına yol açmaktadır. Stres altındaki bir çatlığa su molekülleri ulaştığında, su ve seramik arasında, metal oksit bağlarının kırılmasıyla kimyasal bir reaksiyon oluşmaktadır. Bu reaksiyon sonucunda hidroksit açığa çıkmakta ve yavaş çatlak ilerlemesi görülmektedir. Bu şekilde ilerleyen bir çatlak, kırık oluşumuna yol açana kadar ilerlemeye devam etmektedir (Ritter 1995). Ağız ortamında tükürük, çiğneme kuvvetleri, ısı ve ph değişiklikleri gibi pek çok faktör, seramik restorasyonlarda yavaş çatlak ilerlemesine neden olabilmektedir (Morena ve ark. 1986, Pinto ve ark. 2008).

İntergranüler kırık, tanecik sınırlarının zayıf olduğu durumlarda meydana gelmektedir. Yavaş çatlak gelişimi veya çevre koşullarının etki ettiği çatlak büyümesi genellikle intergranüler olarak oluşmaktadır. Tanecik sınırları matriks taneciklerinden daha zayıftır ve sekonder fazlar veya camlar sıklıkla tanecik sınırları boyunca dağılmıştır (Quinn 2007b). Polikristalin materyallerde çatlak büyüme hızlarının yavaştan hızlıya doğru geçişi sebebiyle kırık yüzey topografisinde değişiklik oluşmaktadır. Kırılma maddelerin çoğunda bu değişiklik, yavaş çatlak sisteminde intergranüler yayılımdan, hızlı çatlak sisteminde transgranüler yayılıma geçiş şeklinde gerçekleşmektedir (Mecholsky 1995).

1.8 Mikro Çatlak İnceleme Yöntemleri

Dental seramiklerin yüzeyinde oluşan mikro çatlaklar çiğneme aktivitesinden kaynaklanabileceği gibi restorasyonların üretim aşamasındaki işlemlere bağlı olarak da meydana gelebilmektedir. Her türlü makine işlemi mikroskobik çatlak oluşmasına yol açabileceği için dental seramiklerin klinik kullanımından önce bu oluşumların tespiti önem taşımaktadır (Kelly ve ark. 1990, Denry ve ark. 1999).

1.8.1 Transillüminasyon Yöntemi

Restorasyonların, kullanım öncesi düşük yoğunluktaki fiber optik transillüminasyon yöntemi ile incelenmesi, mekanik açıdan güven vereceği için gerekli görülmektedir. Bu yöntemde, yüzey altında oluşan çatlaklar ışığı geri yansıtmakta ve koyu gölgeler oluşturmaktadır. Işık kaynağına ve incelenen malzemenin ışığı yansıtma özelliklerine bağlı olarak çatlakların bu yöntemle değerlendirilebilmesi için sahip olması gereken boyutlar değişebilmektedir (Beck ve ark. 2010).

1.8.2 Taramalı Elektron Mikroskobu

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) manuel ayarlama gerektirmeksizin düşük büyütmelerde yüksek çözünürlüklü gözlem yapılmasına olanak sağlayabilen çok yönlü bir görüntüleme mikroskobudur. Yapısal bilgi de verebilmektedir. Kırık analizi için 10X ile 20000X arasında büyütme sağlayabilmektedir (Quinn 2007c). Bununla beraber, belirli genişliğin altındaki mikroskobik çatlakların tespitinde yetersiz kalabilmektedirler (Fischer ve ark. 2002). Analiz edilecek örnek, yüzeyi tarayan elektronların oluşturduğu ışın ile ayrıntılı olarak incelenmektedir. Oluşan ilk ışınla uyarılan örnekten gelen radyasyon belirlenip, büyütülmekte ve gönderilecek ikinci ışının parlaklığının ayarlanmasında kullanılmaktadır. Bu iki ışın birbiriyle uyumlu hale getirilerek katod üzerinde fotoğraf alınabilecek bir görüntünün elde edilmesi sağlanmaktadır (Croft 2006).

1.8.3 Floresan Penetrant Yöntemi

Floresan penetrant yöntemi, uzun yıllardır seramik femoral eklem toplarında düşük kalitedeki biyoseramik yapıların elimine edilmesinde kullanılmaktadır. Düşük viskoziteli floresan boyanın çatlaklara penetre edildiği yöntemde, artık boya uzaklaştırıldıktan sonra penetre olmuş kısmı için uygun bir ışık ve filtre kullanılarak çatlağın konumu tespit edilmektedir. Bu yöntemin kullanımı, yüzeyde oluşan

düzensizliklerin tespitiyle kısıtlıdır (Daneshvar ve Doğan 2010). Diş hekimliğinde bu değerlendirme temizlenen restorasyonların floresan boyaya batırılmasını takiben, kapiller etkileşim ile boyanın mikro çatlaklara penetre edilmesi ile sağlanmaktadır. Artık likit uzaklaştırıldıktan sonra çatlaklar incelenebilmektedir (Kou ve Sjogren 2010). Çok ince çatlaklar için ultra yüksek hassasiyetli floresan boyalara ihtiyaç duyulmaktadır. Optik mikroskoplar, yoğun xenon ışık kaynakları ve floresan filtrelerle daha iyi görüntüler elde edilebilmektedir (George D. Quinn, 2007c).

1.9 Termal Döngü ile Yaşlandırma

Termal döngü, dental araştırmalarda 1952'den beri kullanılmaktadır (Youngson ve Barclay 2000). Ağız ortamında oluşan termal değişiklikleri taklit edebilmek için restoratif materyallerin, sıcak ve soğuk su banyolarında, tekrarlayan döngülere tabi tutularak yaşlandırılması amaçlanmaktadır. Döngü sayıları, çalışmalar arasında farklılık göstermektedir. Klinik uygulamalara en yakın veya en uzak döngü sayısı hakkında bir görüş birliği bulunmamaktadır (Ozel Bektas ve ark. 2012). Ağız içi sıcaklık günlük yeme, içme, nefes alma gibi aktivitelere bağlı olarak değişebilmektedir. Termal stresler 2 yolla patojenik etkiye neden olabilmektedir. Birincisi, termal değişikliklerdeki farklılıklardan dolayı oluşan mekanik streslerin doğrudan ara yüzeylerde çatlak oluşumunu tetiklemesidir. İkincisi, patojenik oral sıvıların boşluklara nüfuz etmesi sonucu boşluk hacminin değişmesiyle ilişkilidir. ISO TR 11450 standardına göre 5° ile 55° C arasında yapılacak 500 döngü yaşlandırma testi için uygun bulunmaktadır. Çalışmaların incelenmesi neticesinde ise 10.000 döngünün yaklaşık olarak bir yıla denk geldiği sonucuna ulaşılmıştır (Gale ve Darvell 1999, De Munck ve ark. 2005).

1.10 Kırılma Dayanımı Testi

Uygulanan kuvvet karşısında materyalde oluşacak kırılma veya kopmaya neden olan gerilim 'dayanım (strength)', kırılmadan veya kopmadan önce dayanılan maksimum gerilim 'dayanım sınırı (ultimate strength)' olarak ifade edilmektedir (Fraunhofer 2013b). Restorasyonların başarısını etkileyen değişkenleri test etmek, yeni materyal

veya tasarımları denemek için laboratuvar koşullarında kırılma dayanımı testleri yapılmaktadır. Bu testler, restorasyonların okluzal yüzeylerine dairesel bir uçla veya insizal kenara karşı düze yakın bir plakayla baskı yapılacak şekilde yük uygulanması temeline dayanmaktadır. Uygulanan yük, temas alanı ve temas eden iki materyalin elastisite modülü gibi bazı değişkenler, test sırasında oluşan koşulları ve takip eden süreçte kırılma materyallerde görülen başarısızlığı etkilemektedir (Kelly 1999). ‘Kırılma dayanımı testleri’ başlığı altında anatomik seramik kronların başarısızlığını taklit edebilmek için uygulanan birçok laboratuvar işlemi bulunmaktadır (Burke ve Watts 1994, Burke 1996, Beuer ve ark. 2009b). Bu işlemler kontrollü koşullar altında yapılmaktadır. Kronlara aksiyal yönde veya kron aksının dışında yük uygulandığında kırılmadan önce dayanabilecekleri kuvvet değerlendirilmektedir. Farklı materyallerin başarısızlığı üzerine çeşitli faktörlerin karşılaştırılmasına olanak sağlamasına karşılık, klinik durumla olan benzerliğinin düşük olması sebebiyle sonuçlar sınırlı kalmaktadır (Sornsuwan ve ark. 2011).

1.11 Amaç

Çalışmamızın amacı, üç farklı cam seramik blok kullanılarak CAD/CAM sistemi ile üretilen kronlarda, mikro çatlak oluşumlarını ve kırılma dayanımı değerlerini karşılaştırmak ve mikro çatlak sayısı ile kırılma dayanımı arasındaki ilişkiyi incelemektir.

1.12 Hipotez

Bu çalışmanın boş hipotezi (i) mikro çatlağın kırılma dayanımını etkileyeceği (ii) alt birinci molar kron formunda üretilen cam seramik blokların konvansiyonel cam seramik bloklara göre kazıma işleminden daha az etkileneceği ve daha az mikro çatlağa sahip olacağı, (iii) bu durumun kırılma dayanımı konusunda diğer bloklara üstünlük sağlayacağıdır.

2 GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada konvansiyonel (IPS e Max CAD, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein), (VITA Mark II, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve kron formuna sahip (Priticrown, Pritidenta, Leinfelden-Echterdingen, Almanya) cam seramik CAD/CAM blokları arasında, CAD/CAM ile üretim sonrasında restorasyonlarda oluşan mikro çatlaklar kıyaslandı ve restorasyonların kırılma dayanımı değerleri karşılaştırıldı. Termal döngü işleminin üretilen kronların mikro çatlak sayısı ile kırılma dayanıklılığı üzerindeki etkisi in vitro olarak değerlendirildi. Bu amaçla, oluşan mikro çatlaklar mikroskop yardımıyla incelendi ve kronlar kırıldıktan sonra kırık parçaların fraktografik analizi yapıldı.

Araştırma Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Laboratuvarı, Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Bozok Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde yapılmıştır. Çalışmada kullanılan materyal ve cihazlar Tablo 2.1 ve 2.2'de gösterilmektedir.

Tablo 2.1 Araştırmada kullanılan cihazlar

| Cihazlar | Üretici Firma |
|---|---|
| CAD/CAM Cihazı (Trishape D700) | 3Shape A/S ,Kopenhag, Danimarka |
| Kazıma Ünitesi (Coritec 550i) | İmes-İcore, Im Leibolzgraben,Eiterfeld,Almanya |
| Kristalizasyon fırını (Programat P300) | IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein |
| Lazer sinterleme cihazı (EOSINT M 270) | EOS GmbH ElectroOptical Systems, Munich, Almanya |
| Floresan ataçmanlı araştırma mikroskobu (Leica DM5000B) | Leica Microsystems, Wetzlar, Almanya |
| Termal döngü cihazı (Esetron) | Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye |
| Universal Test Cihazı (Lloyd LRK 10 Plus) | Ametek Inc, İngiltere |
| Alan Emisyon Taramalı Elekrton Mikroskobu (FEI Quanta FEG 450) | FEI, Oregon, ABD |
| Altın Kaplama Cihazı (Cressington 108 Auto sputter coater) | TED PELLA inc., CA , ABD |

Tablo 2.2 Araştırmada kullanılan materyaller

| Materyal | İçerik | Üretici Firma | Seri Numaraları |
|---|---|--|---|
| Lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik (IPSe Max CAD) | SiO ₂ %57-80, Li ₂ O %11-19, K ₂ O %0.0-13.0, P ₂ O ₅ %0.0-11.0, ZrO ₂ %0.0-8.0, ZnO %0.0-8.0, Al ₂ O ₃ %0.0-5.0, MgO %0.0-5.0, renklendirici oksitler %0.0-8.0 | Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein | V16780, T32542 |
| Feldspatik içerikli seramik (VITA Mark II) | SiO ₂ %56-64, Al ₂ O ₃ %20-23, Na ₂ O %6-9, K ₂ O %6-8, CaO %0.3-0.6, TiO ₂ % 0.0-0.1 | VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya | 49490 |
| Feldspatik içerikli seramik (Priti®crown) | SiO ₂ %60-64, Al ₂ O ₃ %20-23, Na ₂ O %7-9, K ₂ O %6-8, CaO %0.3-0.6, TiO ₂ % 0.0-0.1 | Pritidenta, Leinfelden-Echterdingen, Almanya | 37810(6),33850, 35940(3), 37880(2),35620(7),35940(2), 35941(3),32000, 33852, 38620,33851,35630, 37880 |
| Çinko fosfat siman (Adhesor) 80gr toz, 55 gr likid | %60-95 çinko oksit, %50-75 ortofosforik asit | SpofaDental, Markova, Çek Cumhuriyeti | 5448886-1 |
| Floresan penetrant boya (Met-L-Chek FP-97A(M)) | Klor, sodyum, sülfür içeriği <%0.01 Flor içeriği < %0.005 | Santa Monica, CA , ABD | 7353M15 |
| CAD/CAM cam seramik frezleri(CORITEC) T21(2,5/6,0mm), T22(1,0/6,0mm), T23(0.60/6,0mm) | | İmes-İcore, Im Leiboldzgraben, Eiterfeld,Almanya | T21-139459(6) T22-140048(4), 143970(2) T23-146440(3), 155297(3) |
| Self cure akrilik rezin (Meliodent) | Metakrilat kopolimerleri | Heraus Kulzer, Hanau, Germany | R010021 |
| İzopropil alkol | C ₃ H ₈ O | | |

2.1 Deney Gruplarının Hazırlanması

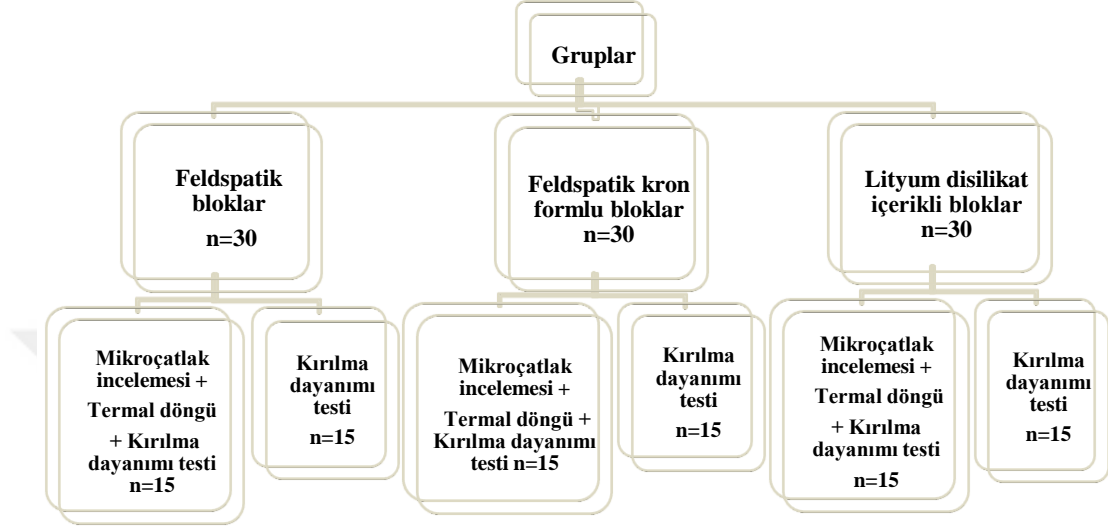
Farklı form ve yapıdaki cam seramik CAD/CAM bloklarında freze işlemi sonrasında oluşan mikro çatlakların ve termal döngü işleminin kırılma dayanımı üzerine etkisinin değerlendirildiği bu çalışmada üç farklı firmaya (*Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein; **VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya; ***Pritidenta, Leinfelden-Echterdingen, Almanya) ait birbirine en yakın boyutlarda seçilen feldspatik içerikli ve lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik bloklar kullanıldı. Her gruptan 30 adet olmak üzere toplam 90 adet monolitik kronun üretiminde kullanılan CAD/CAM bloklarının özellikleri Tablo 2.3'te görülmektedir.

Tablo 2.3 Kullanılan cam seramik blokların özellikleri

| Materyal | Isıl Genleşme Katsayısı | Esnekleme Dayanımı | Fracture Toughness | Elastisite Modülü | Kristalizasyon ısısı |
|--|--------------------------|--------------------|-----------------------------|-------------------|----------------------|
| IPS eMax CAD (12.4mm x 14.5mm x 18mm) | 10.2-10.5 $10^{-6}/K$ | 360 MPa | 2.25 MPa m ^{1/2} | 95 GPa | 840-850 °C |
| VITA Mark II (12mm x 14mm x 18mm) | 9.4 ± 0.1 $10^{-6}/K$ | 154 ± 0.5 MPa | 0.92 MPa m ^{1/2**} | 45 ± 0,5 GPa | ---- |
| Priticrown (46, X) | 9,4 ± 0,1 $10^{-6}/K$ | < 152 MPa | <1,37 MPa m ^{1/2} | 57.2 GPa | ---- |

Çalışmamızda ana test yöntemi olan kırılma dayanımı (KD) testinin yanısıra, termal döngünün kronların kırılma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirebilmek amacıyla her seramik grubu (n=30) için (n=15) olmak üzere kontrol ve test grubu hazırlandı. Test grubundaki kronlarda floresan boyama ile mikro çatlak analizi yapıldı termal döngü uygulandıktan sonra KD değerleri belirlendi. Kontrol grubundaki kronlara ise hiçbir işlem uygulanmaksızın yalnızca KD değerleri belirlendi.

Tablo 2.4 Kullanılan materyallerin ve işlemlerin gruplandırılması



2.2 Deney Örneklerinin Hazırlanması

2.2.1 Metal Dayların Hazırlanması

Termal döngü ve kırılma dayanımı testi uygulamaları için kronların simante edileceği dayların üretimi amacıyla akrilik 46 numaralı molar dişin fantom model (Frasaco, Tettngang, Almanya) üzerinde diş eti seviyesine uyumlu olarak 1mm genişliğinde shoulder basamaklı total okluzal konverjans açısı 10.51° , yüksekliği bukkal ve lingual yüzeylerde 4-5 mm aksiyal yüzeylerde 3-4 mm olan preparasyonu elde edildi. Prepare edilen diş Trishape D700 (3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka) tarayıcı ile tarandıktan sonra elde edilen “stl” dosyası (stereolithography file) laboratuvara gönderildi.



Şekil 2.1 Prepare edilen diş, D700 Tarayıcı ve Cr-Co dayın dijital görüntüsü

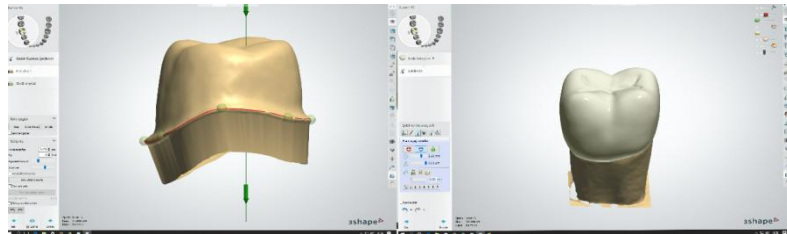
Lazer sinterleme yöntemiyle $0.02 \mu\text{m}$ boyutunda Cr-Co tozu kullanılarak 200 watt lazer gücü ile EOSINT M 270 lazer sinterleme (Electronic Laser Sintering) cihazında (EOS GmbH ElectroOptical Systems, Münih, Almanya) aynı preparasyon şekline sahip 45 adet day üretildi. Üretilen dayların her biri iki kez kullanıldı. Test grubundaki kronlar kazıma ünitesinden çıktıktan sonra mikro çatlak analizi yapıldı ve elde edilen daylara simante edildi. Ardından termal döngü işlemi uygulanıp, ikinci mikro çatlak analizi yapıp kırılma dayanımı testi ve SEM analizi tamamlandı ve mevcut kronlar daylardan uzaklaştırıldı. Aynı daylar, kazıma ünitesinden çıktıktan sonra hiçbir işlem uygulanmayıp yalnızca kırılma dayanımı testi yapılacak örnekler için de kullanıldı.



Şekil 2.2 Lazer sinterleme cihazı ve Cr-Co daylar

2.2.2 Tam Seramik Kronların Tasarımı ve Üretimi

Üretilen Cr-Co alaşımlı aynı preparasyon şekline sahip daylardan bir tanesi D700 tarayıcıda (3Shape A/S ,Kopenhag, Danimarka) taranarak elde edilen model üzerine CAD/CAM cihazında (3Shape A/S ,Kopenhag, Danimarka) 46 numaralı kron morfolojisine sahip tam seramik kron tasarlandı. Konvansiyonel cam seramik bloklar için hazırlanan tasarımın kron formundaki bloklara uygulanması mümkün olmadığından tasarım aşamasında malzeme olarak kron formundaki feldspatik bloklar (Priticrown, Pritidenta, Leinfelden-Echterdingen, Almanya) seçildi. Servikal bölgede 0.9mm, santral fossada 1.5mm ve cusp tepelerinde en fazla 2-3mm kalınlığa sahip 46 numaralı kronun siman aralığı 30µm olarak ayarlandı. Aynı tasarım feldspatik içerikli bloklar (Vita Mark II, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve lityum disilikatla güçlendirilmiş bloklar (E max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) için de kullanıldı. Tam seramik kronlar her grup için (n=15) olmak üzere her 15 blokta bir frez değiştirilerek Coritec 550 i (İmes-İcore® GmbH, Im Leibolzgraben, Eiterfeld, Almanya) kazıma ünitesinde üretildi.



Şekil 2.3 Giriş yolunun belirlenmesi ve tasarlanan kron



Şekil 2.4 46 numaralı kron formlu blok



Şekil 2.5 Kazıma Ünitesi

Lityum disilikatla güçlendirilmiş bloklardan elde edilen kronlar kristalizasyon işlemi için Programat P300 (IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) fırınında 840°C’de 30 dk boyunca bekletildi.



Şekil 2.6 Kristalizasyon için kullanılan fırın

2.3 Mikro Çatlakların İncelenmesi

Üretilen cam seramik kronlar mikro çatlak analizi için hazırlandı. Öncelikle izopropil alkol ile yıkanan örnekler, floresan boya (Met-L-Chek FP-97A(M)) ile boyandıktan sonra 24 saat karanlık ortamda bekletildi. Floresan boyanın kapiller etkileşimle mikro çatlaklara penetre olmasının ardından örnekler musluk suyu altında yıkanıp kurutuldu. Floresan ataçmanlı araştırma mikroskobunda (Leica DM5000B, Leica Microsystems, Wetzlar, Almanya) A ve D filtreleri kullanılarak x10 luk büyütme ile okluzal yüzeyler lingualden bukkale doğru, geri kalan yüzeyler ise servikalden

okluzale doğru meziodistal yönde incelendi. Tespit edilen mikro çatlakların fotoğrafı x20'lik büyütme ile çekildi. Saptanan çatlakların sayı ve uzunluklarının analizi Leica QWin Plus (Leica Microsystems, Wetzlar, Almanya) programıyla yapıldı.



Şekil 2.7 Floresan penetrant boya ve hazırlanan örnekler



Şekil 2.8 Floresan Ataçmanlı Araştırma Mikroskobu

2.4 Kronların Simantasyonu

Mikro çatlak incelemesi tamamlandıktan sonra kronların simantasyonuna geçildi. Çinko fosfat siman (Adhesor, SpofaDental, Markova, Çek Cumhuriyeti), üreticinin önerileri doğrultusunda karıştırıldı ve kronlar önce parmak basıncıyla day modellere yerleştirildi. Daha sonra 5 kg statik yük altında, yükün uygulandığı uç ile kron arasına 3 mm kalınlığında teflon tabaka yerleştirilip 5 dk bekletilerek simante edildi.



Şekil 2.9 Simantasyon için kullanılan aparat ve çinko fosfat siman



Şekil 2.10 Simante edilen kronlar

2.5 Termal Döngü ile Yaşlandırma

Tüm örneklerin simantasyonu tamamlandıktan 24 saat sonra termal döngü (Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) ile yaşlandırma işlemi yapıldı. Bir döngü, +5°C - +55°C ısıya sahip soğuk ve sıcak su tanklarında bekleme süresi 30 sn ve iki banyo arası geçiş süresi 5 sn olacak şekilde ayarlanarak 5000 döngü uygulandı.



Şekil 2.11 Termal Döngü Cihazı

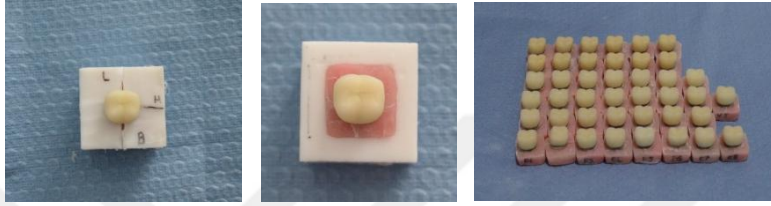
2.6 Termal Döngü İşleminin Sonra Mikro Çatlakların İncelenmesi

Termal döngü ile yaşlandırma işleminin ardından kronların yüzeyindeki mikro çatlak değişikliğini gözlemlemek için ikinci mikro çatlak incelemesi yapıldı. Kronlar izopropil alkol ile temizlendi ve floresan boya (Met-L-Chek FP-97A(M)) ile boyandıktan sonra 24 saat karanlık ortamda bekletildi. Floresan boyanın kapiller etkileşimle mikro çatlaklara penetre olmasının ardından örnekler musluk suyu altında yıkanıp kurutuldu. Floresan ataçmanlı araştırma mikroskopunda (Leica DM5000B, Leica Microsystems, Wetzlar, Almanya) A ve D filtreleri kullanılarak x10 luk büyütme ile okluzal yüzeyler lingualden bukkale doğru, geri kalan yüzeyler ise servikalden okluzale doğru meziodistal yönde incelendi. Tespit edilen mikro çatlakların fotoğrafı x20'lik büyütme ile çekildi. Saptanan çatlakların sayı ve uzunluklarının analizi Leica QWin Plus(Leica Microsystems, Wetzlar, Almanya) programıyla yapıldı.

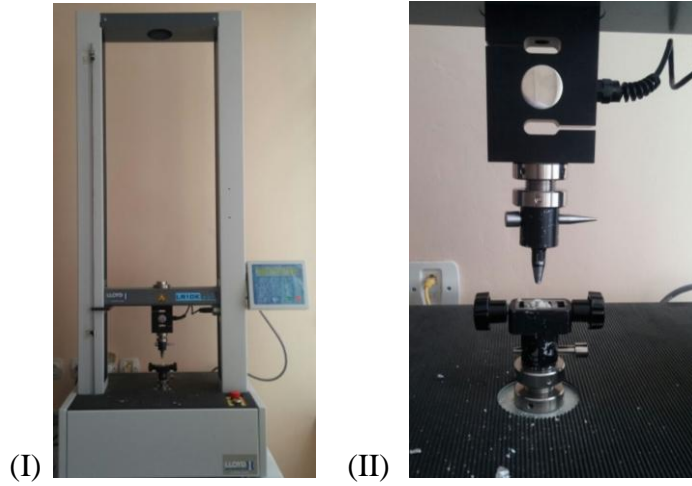
2.7 Kırılma Dayanımı Testi

Mikroskop incelemeleri tamamlanan kronlar kole seviyesinin yaklaşık 2mm altına tutunacak bir kapağa sahip olacak şekilde hazırlanan teflon kalıp kullanılarak akril bloklara yerleştirildi. Kırılma dayanımı, universal test cihazında (Lloyd LR10K Plus,

Ametek Inc, İngiltere) değerlendirildi; 4 mm çapındaki yuvarlak çelik uç, kronların santral fossasına temas edecek şekilde ayarlandı. Uygulanan kuvvetin tek bir noktada gerilim oluşturmaması için kullanılan yuvarlak metal uç ile cam seramik kronlar arasında 1 mm folyo tabaka yerleştirildi ve kronlar kırılana kadar 0,5 mm/dk hızla kuvvet uygulandı. Kırılan kronların kırık şekilleri sınıflandırıldı.



Şekil 2.12 Kronların akril bloklara yerleştirilmesi

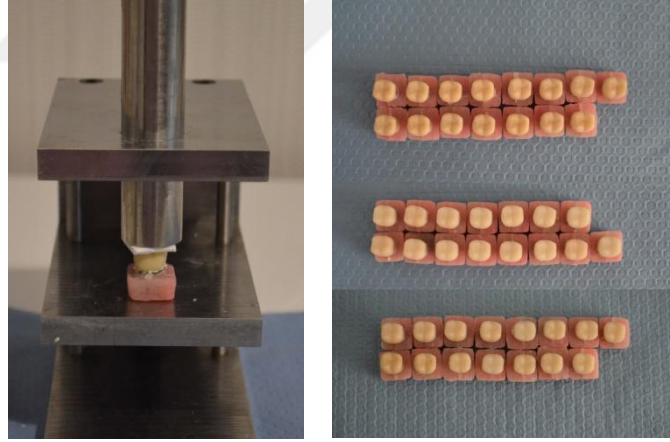


Şekil 2.13 (I) Universal test cihazı, (II) Kırılan örneğin görüntüsü

2.8 Kontrol Grubu Örneklerinin Simantasyonu ve Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Kırılma dayanımı testi yapılan birinci gruba ait örnekler daylardan uzaklaştırıldı. Siman artıkları temizlendikten sonra Cr-Co daylar izopropil alkolde 5 dk bekletildi. CAD/CAM cihazında kazandıktan sonra hiçbir işlem uygulanmamış olan kontrol grubundaki kronlar aynı teknikle 5 kg statik yük altında 5 dk bekletilerek simante edildi.

Simantasyondan sonra kırılma dayanımı testi için universal test cihazı, çapı 4 mm olan yuvarlak çelik uç, kronların santral fossasına temas edecek şekilde ayarlandı. Uygulanan kuvvetin tek bir noktada gerilim oluşturmaması için yükün uygulandığı uç ile cam seramik kronlar arasına 1 mm folyo tabaka yerleştirildi ve kronlar kırılana kadar 0,5 mm/dk hızla kuvvet uygulandı. Kırılan kronların kırık şekilleri sınıflandırıldı.



Şekil 2.14 Kontrol grubunun simantasyonu ve simante edilmiş örnekler

2.9 Fraktografik Analiz

Kırılan örneklerden her seramik türünden test ve kontrol grubuna ait bir kron üzerinde, kırık yüzeyinde SEM ile gözlemlenebilen karakteristik belirteçlerin analizi yapıldı. Örnekler gerekli iletkenliği sağlamak adına altın kaplama cihazıyla (Cressington 108 Auto sputter coater, TED PELLA inc, CA , ABD) 5 nm kalınlığında altın ile kaplandı. Taramalı elektron mikroskopunda (FEI Quanta FEG 450, FEI, Oregon, ABD) gingival marjinden okluzale doğru 500X büyütme ile kırık yüzeyi incelendi. ETD (ikincil elektron), CBS (saçılan elektron) ve her iki dedektörün birlikte kullanıldığı, 2kV- 20kV voltaj aralığında farklı büyütmelemlerle kırık yüzeylerinden görüntüler elde edildi.



(a)

(b)

Şekil 2.15 (a) Altın kaplama cihazı, (b) Taramalı Elektron Mikroskobu

2.10 İstatistiksel Analiz

Elde edilen verilerin istatistiksel analizleri, SPSS 23.0 for Windows (SPSS Inc, Chicago, ABD) paket programı kullanılarak yapıldı. Hipotez kontrolleri $\alpha=0.05$ önem seviyesinde gerçekleştirildi.

Belirlenen mikro çatlak sayılarıyla kırılma dayanımı değerleri arasında bir ilişki olup olmadığını değerlendirmek için Spearman Korelasyon testi yapıldı.

Test ve kontrol grubundaki seramik gruplarında kırılma dayanımı değerlerini ve mikro çatlak sayılarını kıyaslamak için non-parametrik Kruskal-Wallis testi ve Mann Whitney U testi kullanıldı.

Test grubu içerisinde termal döngünün mikro çatlak sayısı üzerinde etkisinin olup olmadığını değerlendirmek için Wilcoxon İşaretli Sıralar testi kullanıldı. Termal döngünün kırılma dayanımı üzerinde fark oluşturup oluşturmadığını değerlendirmek için Mann Whitney U testi kullanıldı.

3 BULGULAR

3.1 Mikro Çatlak Analizi Bulguları

Araştırmada üç farklı cam seramik bloğa ait; IPS e Max CAD (IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein)-(Em)*, VITA Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)-(Vi)*, Priticrown (Pritidenta, Leinfelden-Echterdingen, Almanya)-(Pr)* kronların test grubunda üretim işleminden hemen sonra ve termal döngü uygulamasının ardından mikro çatlak incelemesi yapıldı. Mezial, distal, bukkal, lingual ve okluzal yüzeylerde termal döngüden önce ve sonra gözlemlenen mikro çatlakların sayı ve uzunluklarına göre ortalama ve standart sapma değerleri belirlendi. Termal döngüden önce Vi grubunda bukkalde Em grubunda ise okluzal ve mezialde çatlak gözlemlenmedi. Vi grubunda Pr ve Em gruplarına göre daha az mikro çatlak gözlemlendi (Tablo 3.1). Termal döngüden sonra tüm yüzeylerde Pr ve Em grubunda Vi grubundan daha fazla mikro çatlak gözlemlendi (Tablo 3.2) Her üç grupta da mikro çatlak sayısı termal döngüden sonra artmış olmakla birlikte en yüksek ortalama değer Pr grubunda görüldü (Tablo3.3). Ortalama uzunluklar açısından bakıldığında termal döngüden önce en düşük değer Vi grubunda lingual yüzeyde iken en yüksek ortalama değer Em grubunda lingual yüzeyde bulundu (Tablo 3.4). Termal döngüden sonra ise en düşük ortalama uzunluk değeri Pr grubunda lingual yüzeyde iken en yüksek ortalama değer Em grubunda bukkal yüzeyde bulundu (Tablo 3.5).

* IPS e Max CAD(Em), VITA Mark II(Vi), Priticrown(Pr) olarak ifade edilecektir.

Tablo 3.1 Termal döngüden önce yüzeylere göre mikro çatlak sayıları ortalama değerleri

| | Bukkal | Lingual | Okluzal | Mezial | Distal |
|----|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| Vi | 0,00 | 0,06 ± 0,25 | 0,20 ± 0,56 | 0,13 ± 0,51 | 0,53 ± 1,45 |
| Pr | 0,40 ± 1,05 | 0,13 ± 0,35 | 0,13 ± 0,35 | 0,20 ± 0,56 | 0,13 ± 0,51 |
| Em | 0,33 ± 0,61 | 0,26 ± 0,59 | 0,00 | 0,00 | 2,00 ± 2,67 |

Tablo 3.2 Termal döngüden sonra yüzeylere göre mikro çatlak sayıları ortalama değerleri

| | Bukkal | Lingual | Okluzal | Mezial | Distal |
|----|-------------|-------------|-------------|-------------|--------------|
| Vi | 0,00 | 0,00 | 0,06 ± 0,25 | 0,00 | 2,26 ± 3,91 |
| Pr | 2,33 ± 7,46 | 1,16 ± 2,65 | 0,00 | 3,50 ± 5,10 | 4,08 ± 10,34 |
| Em | 0,40 ± 0,82 | 0,80 ± 1,74 | 0,53 ± 1,06 | 0,13 ± 0,51 | 2,60 ± 3,11 |

Tablo 3.3 Termal döngüden önce ve sonra kronlardaki toplam mikro çatlak sayısı ortalama değerleri

| | Termal döngüden önce | Termal döngüden sonra |
|----|----------------------|-----------------------|
| Vi | 0,93 ± 1,94 | 2,33 ± 4,04 |
| Pr | 1,26 ± 2,34 | 12,00 ± 23,26 |
| Em | 2,60 ± 3,22 | 4,13 ± 3,37 |

Tablo 3.4 Termal döngüden önce yüzeylere göre mikro çatlak uzunlukları (µm) ortalama değerleri

| | Bukkal | Lingual | Okluzal | Mezial | Distal |
|----|----------------|-----------------|----------------|----------------|-----------------|
| Vi | --- | 74,44 | 160,10 ± 57,69 | 331,36 | 272,09 ± 104,65 |
| Pr | 237,47 ± 60,05 | 212,02 ± 2,67 | 343,40 ± 89,35 | 166,75 ± 91,00 | 529,56 ± 126,65 |
| Em | 346,37 ± 36,53 | 521,62 ± 222,92 | --- | --- | 322,44 ± 226,81 |

Tablo 3.5 Termal döngüden sonra yüzeylere göre mikro çatlak uzunlukları (µm) ortalama değerleri

| | Bukkal | Lingual | Okluzal | Mezial | Distal |
|----|-----------------|-----------------|-----------------|----------------|----------------|
| Vi | --- | --- | 154,15 | --- | 181,65 ± 58,51 |
| Pr | 165,97 ± 42,64 | 144,64 ± 29,22 | --- | 176,95 ± 85,86 | 173,85 ± 63,48 |
| Em | 354,26 ± 177,05 | 236,13 ± 145,20 | 309,60 ± 293,63 | 189,19 ± 69,37 | 210,54 ± 92,65 |

Termal döngüden önce yapılan mikro çatlak analizinde Vi, Pr ve Em grupları arasında mikro çatlak sayısı açısından fark olup olmadığını incelemek için Kruskal Wallis H testi yapıldı ve anlamlı bir fark bulunmadı ($\chi^2=5,824$; $sd=2$, $N=45$) $=,054$, $p>.05$ (Tablo3.6).

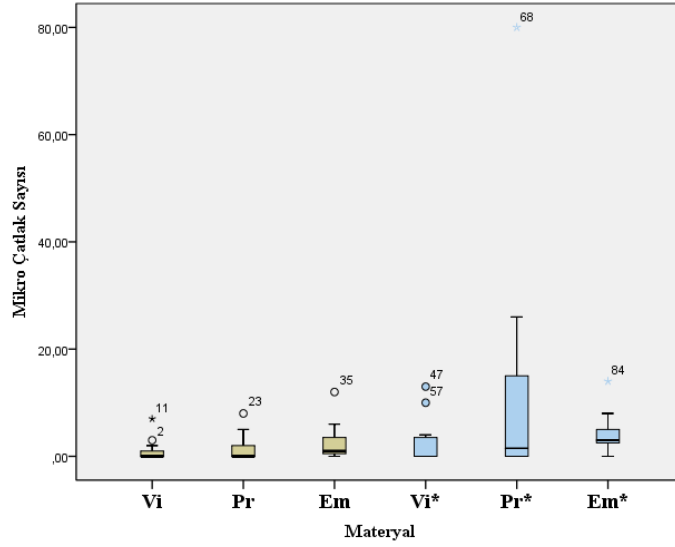
Tablo 3.6 Termal döngüden önce farklı seramik materyalleri üzerindeki mikro çatlak sayısının karşılaştırılması

| Gruplar | N | Sıra ortalaması | sd | χ^2 | p |
|---------|----|-----------------|----|----------|-------|
| Vi | 15 | 19,20 | | | |
| Pr | 15 | 20,80 | 2 | 5,824 | , 054 |
| Em | 15 | 29,00 | | | |

Termal döngüden sonra yapılan mikro çatlak analizinde Vi, Pr ve Em grupları arasında mikro çatlak sayısı açısından fark olup olmadığını incelemek için Kruskal Wallis H testi yapıldı ve anlamlı bir fark bulunmadı ($\chi^2=4,831$; $sd=2$, $N=42$) $=,089$, $p>.05$ (Tablo 3.7).

Tablo 3.7 Termal döngüden sonra farklı seramik materyalleri üzerindeki mikro çatlak sayısının karşılaştırılması

| Gruplar | N | Sıra ortalaması | sd | χ^2 | p |
|---------|----|-----------------|----|----------|-------|
| Vi | 15 | 16,43 | | | |
| Pr | 12 | 22,25 | 2 | 4,831 | , 089 |
| Em | 15 | 25,97 | | | |



Şekil 3.1 Materyallerde oluşan mikro çatlak sayısına ilişkin box plot grafiği (*Test grubu)

Termal döngü uygulanan Vi, Pr ve Em grubundaki örneklerde termal döngünün mikro çatlak sayısı üzerinde fark oluşturup oluşturmadığını sınamak için yapılan Wilcoxon İşaretli Sıralar testinin sonucuna göre termal döngüden önce ve sonra elde edilen ölçüm sonuçları arasında Vi grubunda ($z=-1,272$; $p>.05$), Pr grubunda ($z= -1,543$; $p>.05$) ve Em grubunda ($z=-1,775$; $p>.05$) istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (Tablo 3.8).

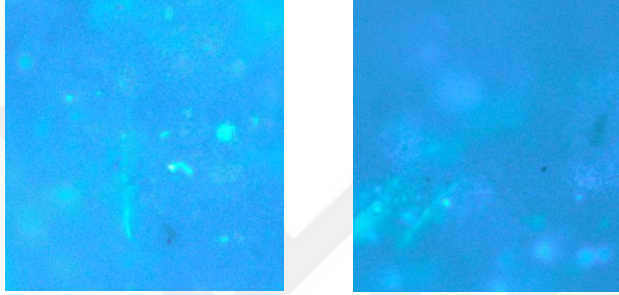
Tablo 3.8 Termal döngünün seramikler üzerinde oluşan çatlak sayısına etkisinin karşılaştırılması için yapılan Wilcoxon İşaretli Sıralar testi sonuçları

| | Bitiş ölçümü- başlangıç ölçümü | N | Sıra ortalaması | Sıra toplamı | z | p |
|----|-----------------------------------|---|-----------------|--------------|--------|-------|
| Vi | Negatif sıralar | 2 | 3,25 | 6,5 | -1,272 | 0,203 |
| | Pozitif sıralar | 5 | 4,3 | 21,5 | | |
| | Fark olmayan | 8 | | | | |
| Pr | Negatif sıralar | 3 | 3 | 9,5 | -1,543 | 0,123 |
| | Pozitif sıralar | 6 | 6 | 36 | | |
| | Fark olmayan | 6 | | | | |
| Em | Negatif sıralar | 4 | 5,13 | 20,5 | -1,755 | 0,079 |
| | Pozitif sıralar | 9 | 7,83 | 70,5 | | |
| | Fark olmayan | 2 | | | | |

3.2 Mikro Çatlakların Mikroskop Görüntüleri

Floresan penetrant yöntemi ile floresan ataçmanlı optik mikroskopta incelenen kronlardan her gruba ait iki kronun termal döngü uygulamasından önce ve sonra x20 büyütme ile elde edilen mikro çatlak görüntülerinden örnekler görülmektedir.

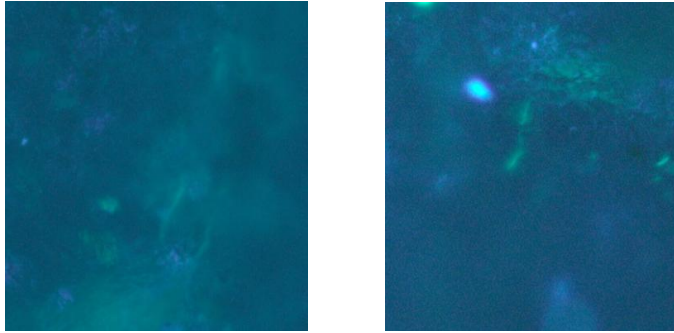
3.2.1 Termal Döngü İşleminde Önce Elde Edilen Görüntüler



(I)

(II)

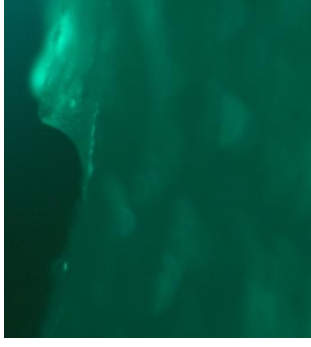
Şekil 3.2 Pr grubundan iki farklı örneğe ait görüntüler (I) bukkal ve (II) okluzal yüzey



(I)

(II)

Şekil 3.3 Vi grubundan iki farklı örneğe ait görüntüler (I) distal ve (II) okluzal yüzey



(I)



(II)

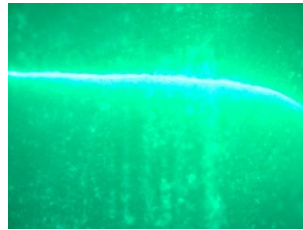
Şekil 3.4 Em grubundan iki farklı örneğe ait görüntüler (I) bukkal ve (II) distal yüzey

3.2.2 Termal Döngü İşleminde Sonra Elde Edilen Görüntüler

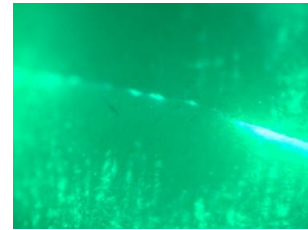
Termal döngü işlemi sırasında Pr grubundaki 3 örnekte kron kırığı meydana geldi. Aynı gruba ait başka bir örnekte ise termal döngü işleminden sonra yapılan mikro çatlak analizinde kronların kırık hattıyla benzer oblik çatlak oluşmasına rağmen kırılmanın gerçekleşmediği görüldü ve bu çatlağın okluzal, mezial ve distal yüzeydeki (sırasıyla I,II,III) ilerleyişi X5 büyütme ile görüntülendi (şekil 3.4).



(I)

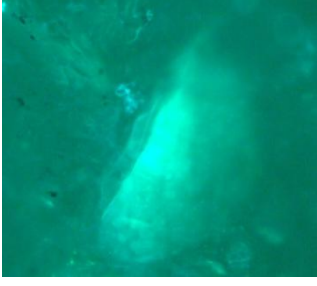


(II)



(III)

Şekil 3.5 Termal döngü işleminden sonra tüm kronlarda gözlemlenen oblik çatlak

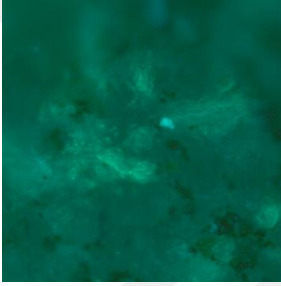


(I)



(II)

Şekil 3.6 Pr grubundan iki farklı örneğe ait görüntüler (I) mezial ve (II) lingual yüzey

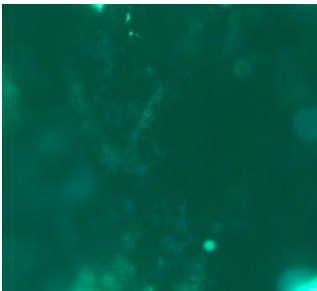


(I)

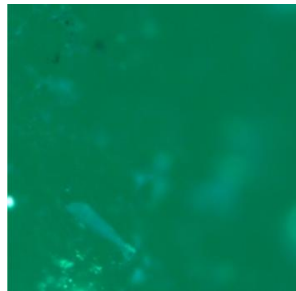


(II)

Şekil 3.7 Vi grubundan iki farklı örneğe ait görüntüler (I) distal ve (II) distal yüzey



(I)



(II)

Şekil 3.8 Em grubundan iki farklı örneğe ait görüntüler (I) okluzal ve (II) mezial yüzey

3.3 Kırılma Dayanımı Bulguları

Tam seramik kronlara uygulanan kuvvet sonucunda elde edilen kırılma dayanımı (KD) değerleri kaydedildi ve gruplar arasında ve içinde karşılaştırmalar yapıldı. Termal döngü işlemi sırasında kırılan Pr grubuna ait 3 kronun KD değeri 0 N kabul edildi. Çalışmamızda en düşük kırılma dayanımı termal döngü uygulanan Pr grubuna ait olup $1389,02 \pm 802,96$ N, en yüksek kırılma dayanımı ise kontrol grubundaki Em grubu kronlara ait olup $4570,46 \pm 1242,93$ N olarak belirlendi. Vi, Pr ve Em grubu örneklerin test grubundaki KD değerleri sırasıyla $2062,51 \pm 332,97$, $1389,02 \pm 802,96$, $4305,01 \pm 1255,00$; Vi, Pr ve Em grubu örneklerin kontrol grubundaki KD değerleri sırasıyla $1992,94 \pm 300,01$, $1542,57 \pm 577,75$, $4570,46 \pm 1242,93$ N olarak bulundu (Tablo 3.9).

Tablo 3.9 Kronların kırılma dayanımlarının (N) tanımlayıcı istatistikleri

| | Test | | | | Kontrol | | | |
|----|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| | Ort | SS | Min | Max | Ort | SS | Min | Max |
| Vi | 2062.51 | 332.97 | 1106.13 | 2462.48 | 1992.94 | 300.01 | 1229.42 | 2403.09 |
| Pr | 1389.02 | 802.96 | 0.00 | 2336.19 | 1542.57 | 577.75 | 287.39 | 2391.11 |
| Em | 4305.01 | 1255.00 | 2100.00 | 6190.02 | 4570.46 | 1242.93 | 2803.01 | 6200 |

Test grubundaki Vi, Pr ve Em materyalleri arasında KD değerleri açısından fark olup olmadığını görmek için yapılan Kruskal Wallis H testine göre gruplar arasında anlamlı fark görüldü ($\chi^2=30,026$, $sd=2$, $N=45$) =,000, $p<.05$. Mann Whitney U testiyle yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucunda bu farkın Vi-Em ve Pr-Em grupları arasında olduğu sonucuna ulaşıldı. Em grubunun KD değeri diğer iki gruba göre anlamlı derecede yüksek bulundu (Tablo 3.10).

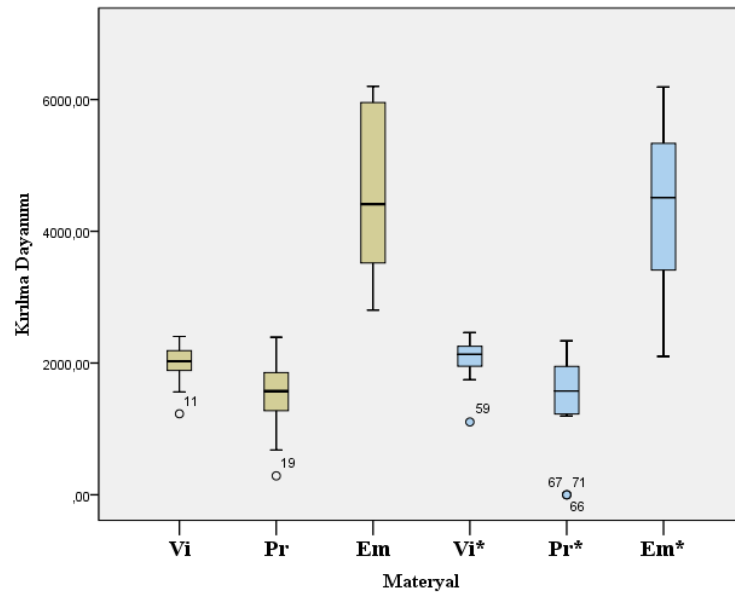
Tablo 3.10 Test grubunda KD değerleri bakımından seramik grupları arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonuçları

| Gruplar | N | Sıra ortalaması | sd | χ^2 | p | |
|---------|----|-----------------|----|----------|------|-------------|
| Vi | 15 | 20,33 | | | | |
| Pr | 15 | 11,4 | 2 | 30,026 | , 00 | Vi-Em Pr-Em |
| Em | 15 | 37,27 | | | | |

Kontrol grubundaki Vi, Pr ve Em materyalleri arasında KD değerleri açısından fark olup olmadığını görmek için yapılan Kruskal Wallis H testine göre gruplar arasında anlamlı fark görüldü. ($\chi^2=31,646$; $sd=2$, $N=45$) $=,000$, $p<.05$. Mann Whitney U testiyle yapılan çoklu karşılaştırmalar sonucunda bu farkın Vi-Em ve Pr-Em grupları arasında olduğu sonucuna ulaşıldı. Em grubunun KD değeri diğer iki gruba göre anlamlı derecede yüksek bulundu (Tablo 3.11).

Tablo 3.11 Kontrol grubunda KD değerleri bakımından seramik grupları arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonuçları

| Gruplar | N | Sıra ortalaması | sd | χ^2 | p | |
|---------|----|-----------------|----|----------|------|-------------|
| Vi | 15 | 19,13 | | | | |
| Pr | 15 | 11,87 | 2 | 31,646 | , 00 | Vi-Em Pr-Em |
| Em | 15 | 38 | | | | |



Şekil 3.9 Materyallerin KD değerlerinin box plot grafiği ile gösterimi (*Test grubu)

Termal döngünün kronların kırılma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmek için Vi, Pr, Em gruplarında Mann Whitney U testi uygulandı ve termal döngünün kırılma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı görüldü (Tablo 3.12).

Tablo 3.12 Termal döngünün dental seramiklerin KD değerleri üzerindeki etkisini değerlendirmek için yapılan Mann Whitney U testi sonuçları

| Grup | N | Sıra ortalaması | Sıra toplamı | U | p |
|-------------|----|-----------------|--------------|-----|------|
| Vi(test) | 15 | 16,73 | 251 | 94 | ,443 |
| Vi(kontrol) | 15 | 14,27 | 241 | | |
| Pr(test) | 15 | 15 | 225 | 105 | ,756 |
| Pr(kontrol) | 15 | 16 | 240 | | |
| Em(test) | 15 | 14,67 | 220 | 100 | ,604 |
| Em(kontrol) | 15 | 16,33 | 245 | | |

Vi grubunda $U=94$ ve $p>.05$, Pr grubunda $U=105$ ve $p>.05$, Em grubunda $U=100$ ve $p>.05$ olduğu için seramik grupları içerisinde test ve kontrol grubundaki kronlarda termal döngü uygulamasına bağlı olarak KD değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı sonucuna ulaşıldı.

Termal döngüden önce ve sonra mikro çatlak sayısı ile kırılma dayanımı arasında bir ilişki olup olmadığını incelemek için yapılan korelasyon analizinde kontrol grubundaki Pr grubu kronları hariç istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadığı sonucuna ulaşıldı (Tablo 3.13).

Tablo 3.13 Dental seramiklerde mikro çatlak sayısı ile KD değerleri arasındaki ilişkiye dair Spearman korelasyon kat sayıları

| Grup | Materyal | | |
|---------|----------|--------|-------|
| | Vi | Pr | Em |
| Kontrol | -,255 | -,532* | ,320 |
| Test | -,224 | -,435 | -,501 |

Termal döngü uygulanmayan Vi ve Em materyallerinde çatlak sayıları ile KD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmazken, Pr materyalinde çatlak sayısı ile KD değerleri arasında orta düzeyde negatif yönlü bir ilişki görüldü ($r = -0,532^*$; $p < 0,05$). Termal döngü uygulanan Vi, Pr, Em materyallerinde ise çatlak sayısı ile KD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunamadı ($p > 0,05$).

3.4 Kırık Şekillerinin İncelenmesi

Kırılma dayanımı değerleri elde edildikten sonra kronlarda meydana gelen kırık şekilleri Burke'nin sınıflamasına göre incelendi. Test ve kontrol gruplarındaki her seramik grubuna ait kronlarda görülen kırık şekillerinin dağılımları tablo 3.14'te görülmektedir. Tip I kırık ve day kırığı hiç görülmezken, tüm gruplarda en baskın kırık şeklinin Tip V olduğu sonucuna ulaşıldı.

Tablo 3.14 Kronlarda görülen kırık şekillerinin sayısal dağılımı

| Grup | Seramik | Kırık Şekli ve Sayısı | | | | |
|---------|---------|-----------------------|----|-----|----|----|
| | | I | II | III | IV | V |
| Test | Vi | 0 | 2 | 5 | 1 | 7 |
| | Pr | 0 | 1* | 2* | 0 | 12 |
| | Em | 0 | 2 | 5 | 1 | 7 |
| Kontrol | Vi | 0 | 4 | 5 | 0 | 6 |
| | Pr | 0 | 0 | 2 | 1 | 12 |
| | Em | 0 | 1 | 1 | 0 | 13 |

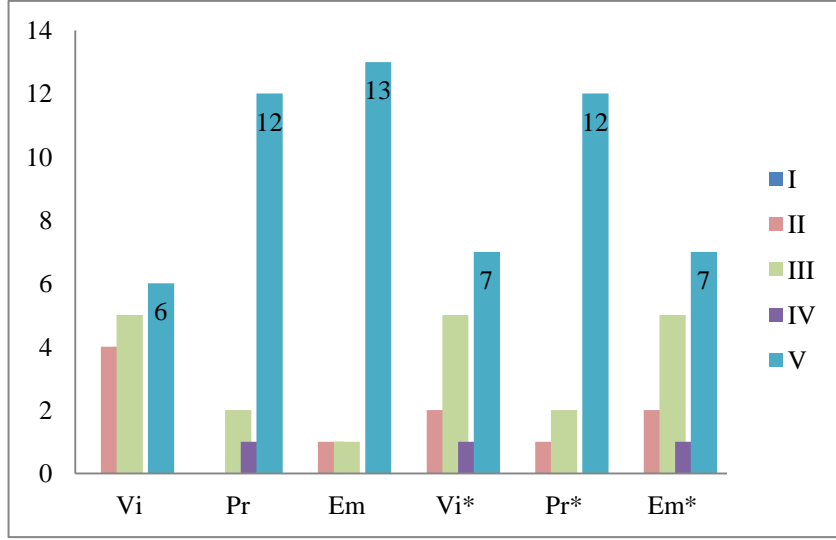
I-Krona çatlak veya minimal kırık

II-Kronun yarısından azı kayıp

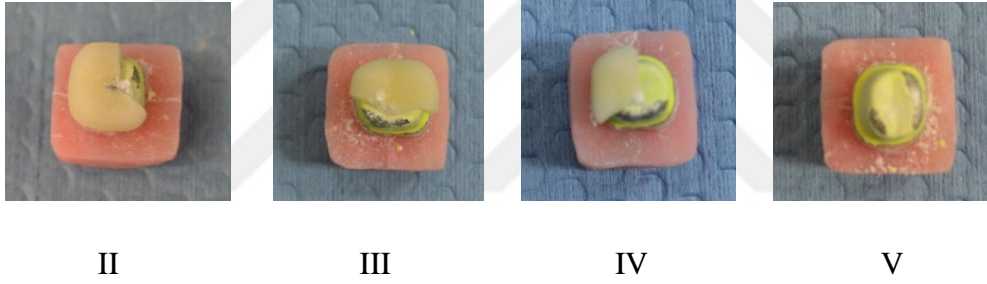
III-Orta hatta doğru kron kırığı; kronun yarısı kayıp veya yer değiştirmiş

IV-Kronun yarısından fazlası kayıp

V-Kron ve/veya dayın şiddetli kırığı (*Termal döngü esnasında kırılan kronlar $n=3$)



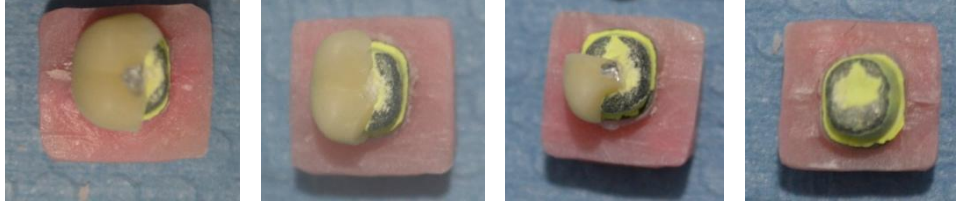
Şekil 3.10 Kronlarda görülen kırık şekillerinin dağılımı (*Test grubu)



Şekil 3.11 Termal döngü uygulanan Vi grubu kronlara ait kırık şekillerinin örnekleri



Şekil 3.12 Termal döngü uygulanan Pr grubu kronlara ait kırık şekillerinin örnekleri (*Termal döngü sırasında oluşan kırık şekilleri)



II

III

IV

V

Şekil 3.13 Termal döngü uygulanan Em grubu kronlara ait kırık şekillerinin örnekleri



II

III

V

Şekil 3.14 Termal döngü uygulanmayan Vi grubu kronlara ait kırık şekillerinin örnekleri

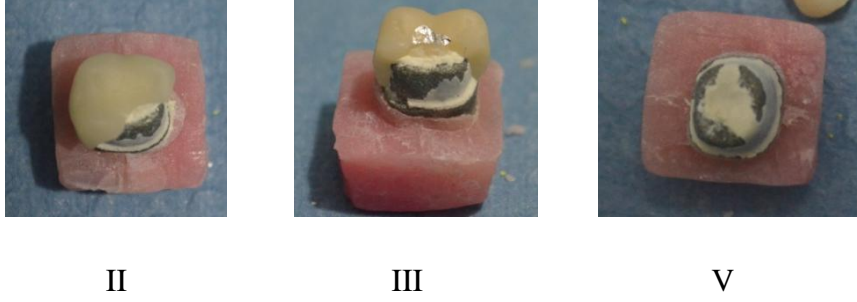


III

IV

V

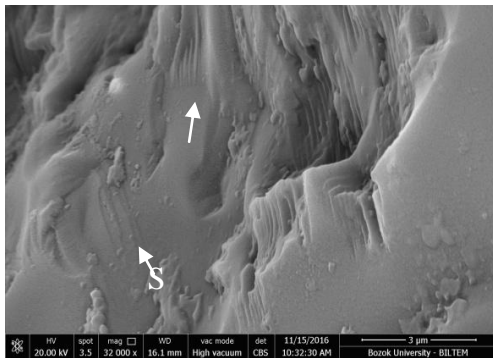
Şekil 3.15 Termal döngü uygulanmayan Pr grubu kronlara ait kırık şekillerinin örnekleri



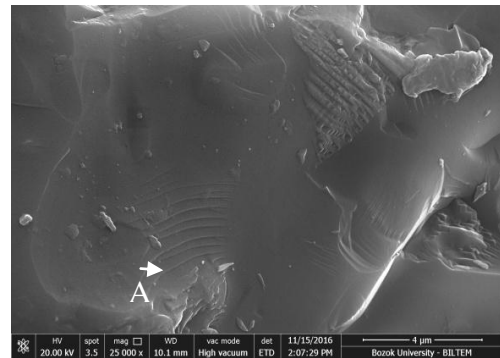
Şekil 3.16 Termal döngü uygulanmayan Em grubu kronlara ait kırık şekillerinin örnekleri

3.5 SEM Bulguları

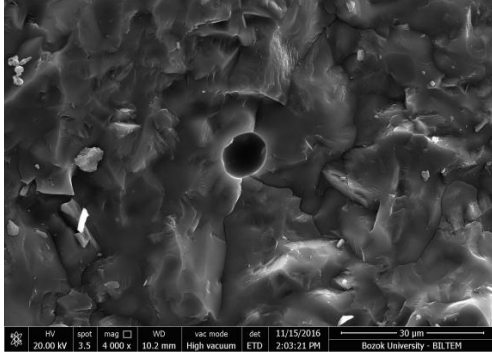
Kırılma dayanımı verilerinin elde edilmesinin ardından test grubunda Pr grubundan termal döngü sırasında kırılan tip III kırık şekline sahip bir kron, Vi ve Em grubundaki kronlardan da tip III kırık şekline sahip birer adet kron seçildi, day üzerinde kalan ve ayrılan kırık parçanın kırık yüzeyleri incelendi. Kontrol grubunda da tip III kırık şekline sahip Vi, Pr, Em grubu kronların day üzerinde kalan ve ayrılan kırık parçalarının kırık yüzeyleri incelendi. Yapılan elektron mikroskobu değerlendirmesinde hackle, wake hackle, twist hackle, arrest çizgileri, wallner çizgileri, mirror ve mist bölgeleri tespit edilmeye çalışıldı. İncelenen belirteçler sonucunda fraktografik analiz yapılan örneklerde çatlak ilerleme yönü belirlendi. Kırığın siman ara yüzeyinden değil okluzal yüzeyden başladığı sonucuna ulaşıldı.



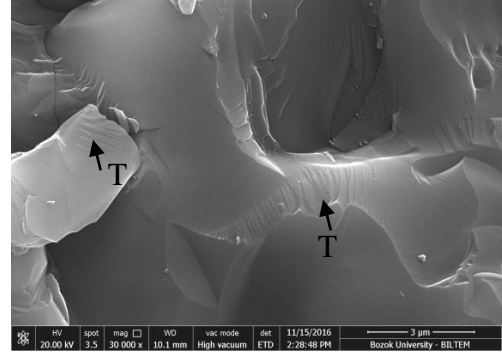
(I) Scarps



(II) Arrest-duraklama çizgileri

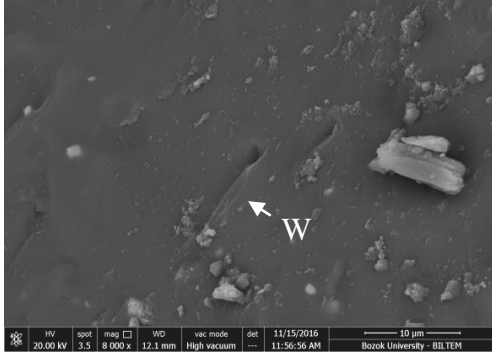


(III) Por kaynaklı çatlak

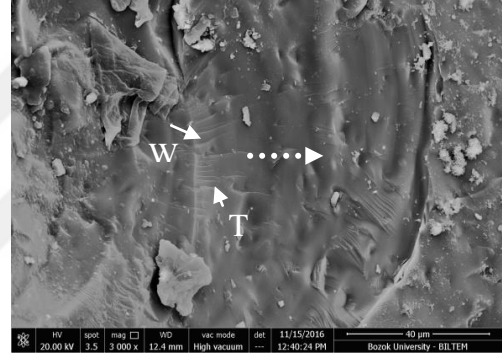


(IV) Twist hackle

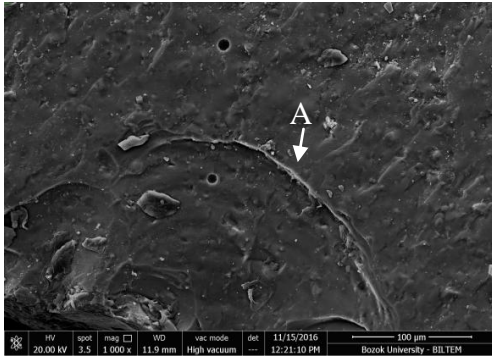
Şekil 3.17 Test grubu Vi örneklerine ait elektron mikroskobu görüntüsü



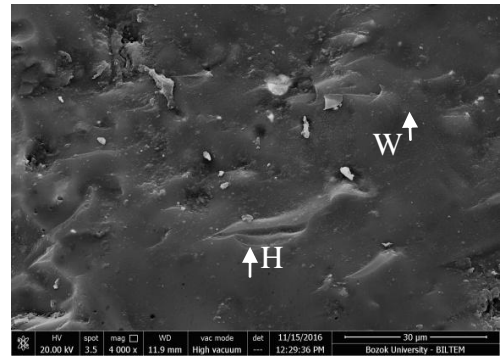
(I) Wake hackle



(II) Wake hackle ve Twist hackle



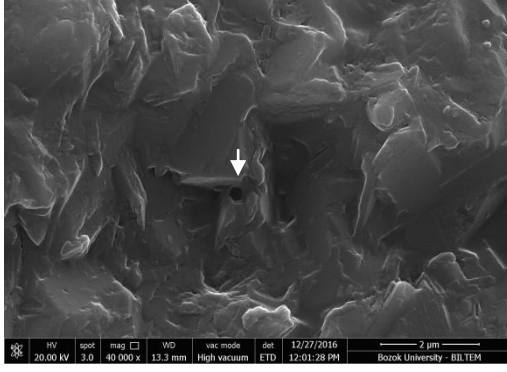
(III) Arrest çizgisi



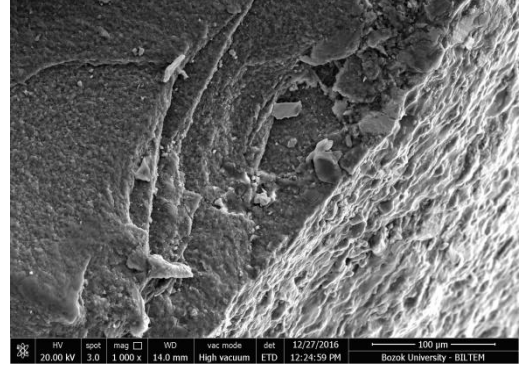
(IV) Wake hackle, Hackle

Şekil 3.18 Test grubu Pr örneklerine ait elektron mikroskobu görüntüsü

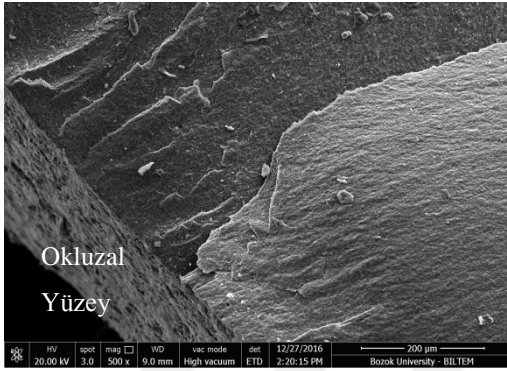
(II numaralı görüntüdeki kesikli beyaz ok çatlak ilerleme yönünü göstermektedir)



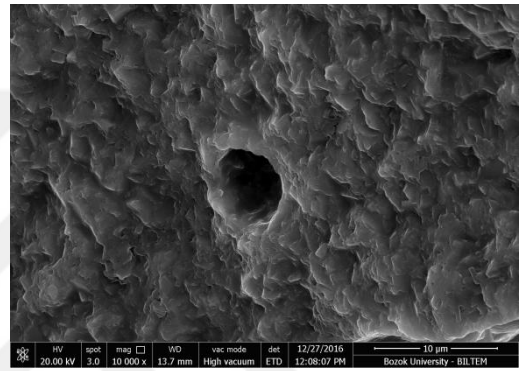
(I) Kırık yüzeyinde bulunan por



(II) Kırık yüzeyindeki çatlaklar

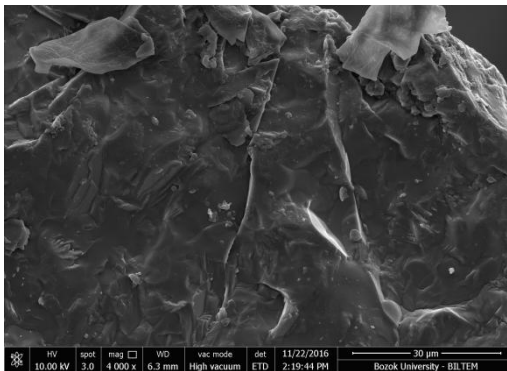


(III) Kırık yüzeyinde görülen radyal çatlaklar

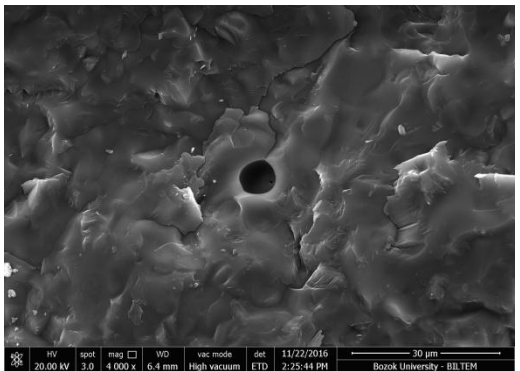


(IV) Kırık yüzeyinde bulunan por

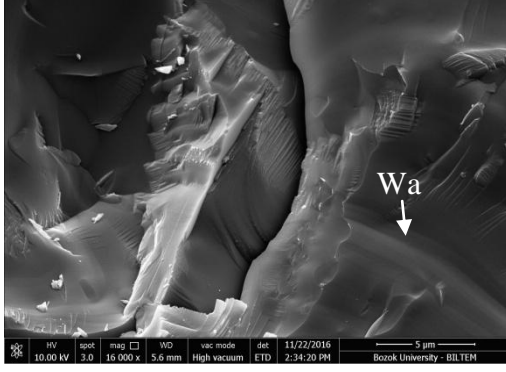
Şekil 3.19 Test grubu Em örneklerine ait elektron mikroskobu görüntüsü



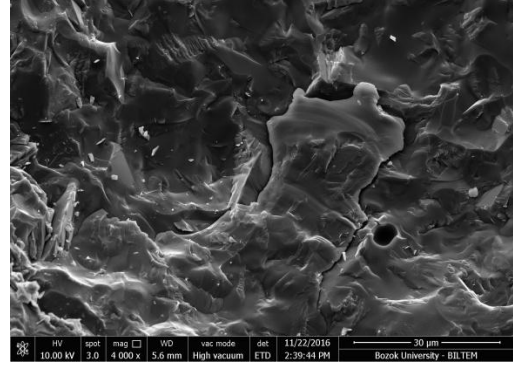
(I) Yüzeyden ilerleyen çatlaklar



(II) Por kaynaklı çatlak

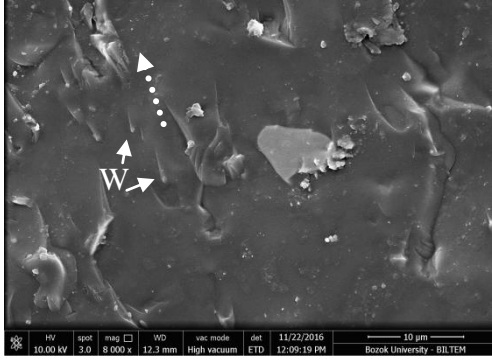


(III) Wallner Çizgileri

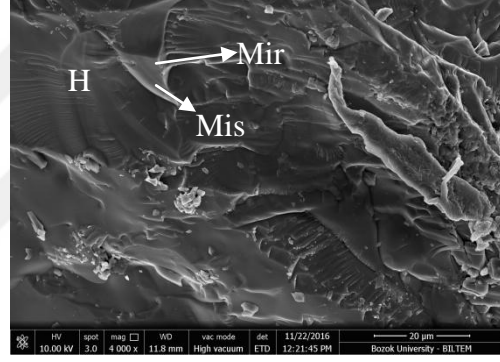


(IV) Kırık yüzeyinde görülen por

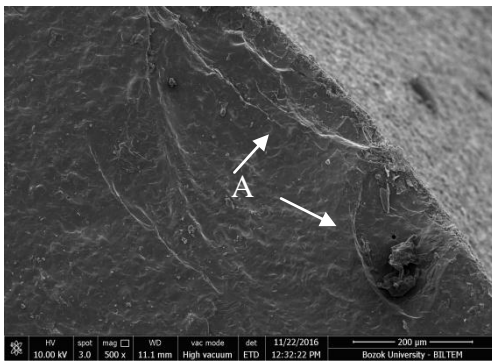
Şekil 3.20 Kontrol grubu Vi örneklerine ait elektron mikroskobu görüntüsü



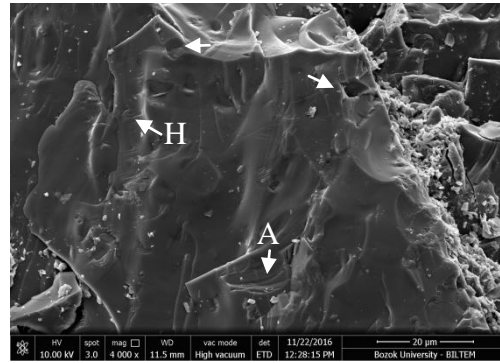
(I) Wake hackle



(II) Mirror, Mist, Hackle bölgesi

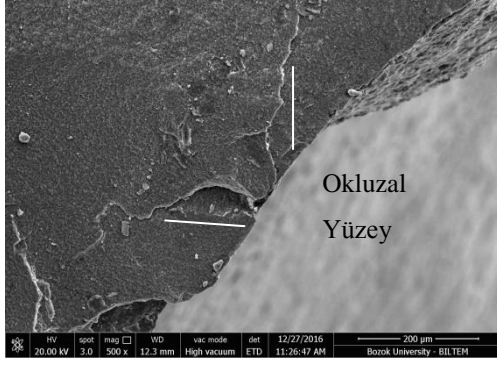


(III) Arrest Çizgileri

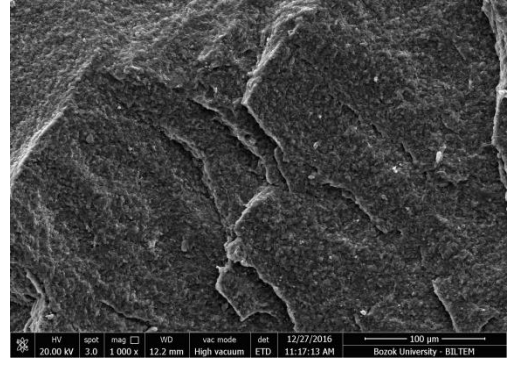


(IV) Çok sayıda por, hackle belirteçleri, arrest çizgileri

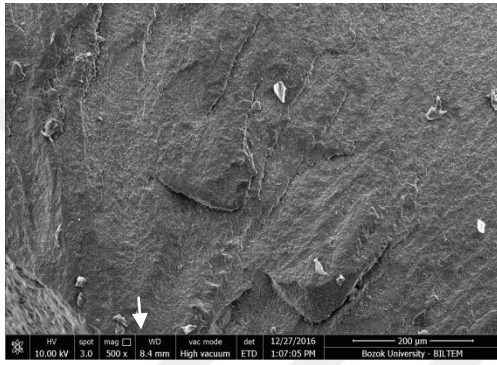
Şekil 3.21 Kontrol grubu Pr örneklerine ait elektron mikroskobu görüntüsü



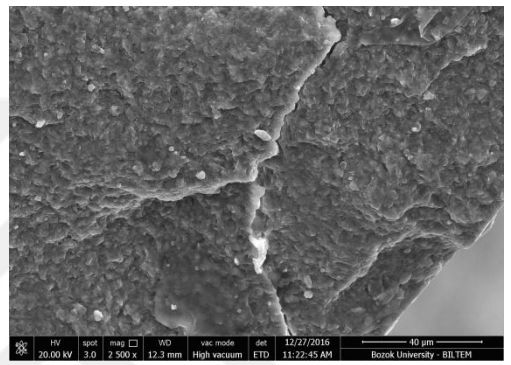
(I)Koni şekilli çatlak



(II)Kırık yüzeyindeki çatlaklar



(III)Kırık kaynağından yayılan çatlaklar



(IV)İntergranüler kırık

Şekil 3.22 Kontrol grubu Em örneklerine ait elektron mikroskobu görüntüsü

4 TARTIŞMA VE SONUÇ

Tam seramik restorasyonlara gösterilen ilgi gün geçtikçe artmaktadır. Gelişmiş estetik özellikleri ve biyouyumlulukları, hem geleneksel yöntemlerle hem de CAD/CAM sistemiyle üretilibilmeleri bu ilginin oluşmasında etkili olmaktadır. (Lawn ve ark. 2001). Çift tabakalı veya monolitik olarak planlanabilen tam seramik restorasyonlar kendi arasında kıyaslandığında monolitik tam anatomik restorasyonlar, iki tabaka arasındaki uyumsuzlukları içermemesi sebebiyle avantaj sağlamaktadır (Zhang ve Kim 2009).

Metal içermeyen restorasyonlara duyulan ihtiyaç sebebiyle, son otuz yıldır tam seramik restorasyonların üretilmesine yönelik yenilikler dikkat çekmektedir. Isı ile basınçlı üretim, slip casting, bilgisayar destekli tasarım ve üretim gibi yöntemler geliştirilmiştir. Feldspatik esaslı ve lityum disilikat esaslı seramiklerden oluşan bloklardan elde edilen restorasyonlar, CAD/CAM sistemiyle kazınarak üretilmektedir (Denry ve Holloway 2010). Feldspatik seramikte, ince kristalin yapılar camsı matrikste homojen bir dağılım göstermektedir. Kullanılan feldspar tozunun ortalama partikül boyutu $4\mu\text{m}$ 'dir. Özgün ince yapısı ve 1100°C 'nin üzerinde fırınlanması üretilen restorasyonların polisaj özelliklerini ve aşınma direncini artırmaktadır. Ortalama esneme dayanımı $154\pm 0,5$ MPa olarak bildirilmektedir ("VITA" 2009). Bir diğer feldspatik CAD/CAM bloğu da aynı şekilde ince kristalin yapıya feldspatik seramikten üretilen ancak diş formunda şekillendirilmiş olan cam seramik bloklardır. Esneme dayanımı 152 MPa olarak bildirilmektedir. Mine ve dentin tabakalarını taklit eden bloklar estetik olarak avantaj sağlamaktadır. Üretici firma tarafından freze işlemlerinin kolaylıkla gerçekleştiği ve ağız içerisinde de elmas içerikli materyaller kullanılarak yapılacak aşındırma işlemlerine olanak sağladığı bildirilmektedir ("Pritidenta" 2016). Lityum disilikat cam seramik bloklar, kristalizasyonu tamamlanmamış mavi aşama olarak ifade edilen halde iken freze edilmektedir. Mavi aşamada hem lityum metasilikat kristalleri hem de lityum disilikat kristallerinin çekirdekleri bulunmaktadır. Bu aşamadan sonra kristalizasyon işleminin gerçekleşmesiyle bloklar tercih edilen renge ve esneme

dayanımı da 130 MPa'dan 360 MPa'ya ulaşmaktadır (Denry ve Holloway 2010, "IPS e.max CAD" 2016).

CNC (Computer Numerical Control), aşındırıcı bir teknik olan 'bilgisayar sayımlı yönetim' sıkça kullanılmaktadır. Materyalden küçük partikülleri uzaklaştırarak istenilen şeklin elde edilmesini sağlamaktadır. Bilgisayar destekli üretimde (CAM) kullanılan aletlerin keskin uçlara sahip olmaları materyal yüzeyinde gerinim oluşturmaktadır. Bu durum, mikro çatlak oluşumunu ve yayılmasını başlatmaktadır (Addison ve ark. 2012). Üretim esnasında uzaklaştırılan küçük partiküller yeni oluşan yüzeyin üzerinde ve altında çatlaklar oluşturmaktadır. Yüzey hasarı ve yüzey altı hasarı olarak ifade edilen bu durum, üretilen restorasyonların çigneme kuvvetleri karşısındaki mekanik davranışını değiştirebilmektedir. Blokların şekillendirilmesi esnasında elmas frezler gibi aşındırıcı materyaller kullanılmaktadır. Bu işlem, sert partiküllerle gerçekleştirildiği için seramik yüzeyinde partikül şekliyle uyumlu düzensizlikler oluşabilmektedir (Schaefer ve ark. 2013).

Dental CAD/CAM sistemlerinde meydana gelmesi beklenen kazıma hasarı ve ağız içi koşullarda uygulanan bitirme işlemleri, seramik protezlerin dayanıklılığının azalmasına yol açmaktadır. Seramik bir restorasyonun uzun ömürlü olması beklenirken üretim işlemi ve yorulmaya bağlı oluşan hasar bu sürenin kısılmasına neden olan faktörler olarak görülmektedir (Yin ve ark. 2006). Bilgisayar destekli üretim işlemlerinde kullanılan dairesel kesite sahip frezler, hesaplanan düzlemlerde ve noktalarda yüzeye temas etmektedir. Frezlerin ilerlediği yüzeyde kazıma işlemine dair izler bulunmaktadır. Bu makroskobik yüzey pürüzlülükleri direkt olarak stres birikim alanları oluşturmazken mikroskobik olarak görülen keskin çatlaklar ve çizikler, başarısızlığın meydana gelmesinde etkin rol oynamaktadır (Albakry ve ark. 2004). Cihazda şekillendirilme süreci ve onu takip eden aşındırma işlemi seramik materyalde mikro çatlaklara ve rezidüel çatlaklara yol açmaktadır. Dental seramiklerdeki kazıma hasarı plastik deformasyon ve lateral-radyal çatlak sistemini içeren yüzey ve yüzeyaltı hasarının kombinasyonudur (Denry ve ark. 1999).

Üretilen tam seramik restorasyonların yüzeyindeki mikro çatlakların tespit edilmesi için floresan penetrant yöntemi kullanılabilir (Karl ve ark. 2008, Kou ve Sjogren 2010, Karl ve ark. 2012). Fischer ve ark tarafından 2002'de yapılan

çalışmada beş farklı dental seramik materyali bar şeklinde hazırlanarak floresan penetrant yöntemi, taramalı elektron mikroskobu ve optik mikroskop kullanılarak mikroskobik çatlaklar incelenmiştir. Yüzeydeki mikroskobik çatlaklar floresan penetrant yöntemi ile net bir şekilde tespit edilebilmiştir. Ancak bu çatlakların büyük çoğunluğu optik mikroskop veya taramalı elektron mikroskobu ile tespit edilememiştir. Bu nedenle penetrasyon yönteminin laboratuvarında üretilen restorasyonların klinik kullanımından önce kontrol edilmesini sağlayacak rutin bir yöntem olabileceği öne sürülmüştür (Fischer ve ark. 2002). Beck ve ark tarafından 2010 yılında mikro çatlakların analizinde transillüminasyon ve floresan penetrant yöntemini kıyaslayan bir çalışma yapılmış ve standart olarak hazırlanan plaka şeklindeki dental seramiklerdeki mikro çatlaklar incelenmiştir. Floresan penetrant yöntemiyle çok daha küçük mikro çatlakların tespitinin sağlanabileceği sonucuna ulaşılmıştır. Gereken mikroskobik ihtiyaçlar sebebiyle klinik açıdan uygulanacak kalite kontrolünde transillüminasyonun kullanımının kolaylık sağlayacağı düşünülse de floresan penetrant yönteminin mikro çatlak analizinde transillüminasyon yöntemine göre hassasiyetinin anlamlı derecede yüksek olduğu belirtilmiştir. (Beck ve ark. 2010). Bu nedenle çalışmamızda CAD/CAM ile üretildikten ve termal döngü uygulandıktan sonra yapılan mikro çatlak incelemesinde floresan penetrant yöntemi kullanıldı.

Bir restoratif materyalin kullanılabilirliğini belirleyen ilk kriter mekanik özelliklerinin çiğneme kuvvetlerini karşılayabilecek ve kalan diş dokusunu koruyabilecek özellikte olmasıdır (Nakamura ve ark. 2001). Klinik alanda görülen başarısızlığın yaygın nedenlerinden biri restorasyonların kırılmasıdır (Della Bona ve Kelly 2008). Restorasyonda oluşan gerilimlerden etkilenen çatlaklar, silika esaslı, yüksek oranda cam içeren ve kristalin fazı düşük olan seramiklerde, özellikle nemli ortamlarda daha hızlı yayılmaktadır (Wiederhorn 1967). Molar bölgede oluşan normal okluzal yükler 100-200 N arasında iken (Thompson ve Rekow 2004) bu bölgede oluşan maksimum kuvvetler 400-890 N arasında değişmektedir (Anusavice KJ. 2012a). Bu değerler dikkate alındığında kırılma dayanımının 1000 N'un üzerinde olması klinik kullanımla ilgili risklerin azaltılması açısından gerekli görünmektedir (Puschmann ve ark. 2009).

Kron restorasyonlarının kırılma dayanımlarını değerlendirmeye yönelik olarak uygulanan geleneksel laboratuvar testlerinde, örnekler universal test cihazına yerleştirilmekte ve kırılana kadar yük uygulanmaktadır (Kelly 1999, Kelly 2004). Bu tür testlerde oluşturulan koşullarda yer almayan nem, in vivo koşullarda yavaş çatlak ilerlemesi sebebiyle dental seramikler için risk oluşturmakta ve bu durum başlangıçtaki dayanıklılık seviyesinin zaman geçtikçe azalmasına neden olabilmektedir (Zhang ve Lawn 2004). Ayrıca bu testler, kronun kullanımıyla birlikte artan mekanik hasar konusunda da yeterli veri sağlayamamaktadır (Kim ve ark. 1999, Zhang ve ark. 2005). Kırılma dayanımı testi, restorasyonların uzun vadedeki kullanım performansı açısından öngörüle bulunmak için yeterli olmasa da, materyalin dayanıklılığı, başarısızlık riski veya farklı materyallerin karşılaştırılması açısından bilgi sağlamaktadır (Kelly 1999, Kelly 2004). Yapılan çalışmalarda elde edilen kırılma dayanımlarının farklılık göstermesi day materyalinin elastisite modülü, farklı kron tasarımları ve duvar kalınlıkları, (Scherrer ve de Rijk 1993) ve kullanılan siman türüyle (Burke ve Watts 1994, Burke 1995) ilişkili olabilmektedir. Çalışmamızda kullanılan dental seramiklerin kırılma dayanımlarının karşılaştırılması için örnekler, universal test cihazına yerleştirildi ve kırılana kadar yük uygulandı.

Üretilen restorasyonlar için uygun preparasyonun elde edilmesi total okluzal eğim, dayanak yüksekliği, dayanak yüksekliğinin fasiyolingual boyuta oranı, bitiş çizgisinin konumu, bitiş çizgisinin formu ve derinliği, aksiyal ve insizal/okluzal kesim derinliği gibi parametrelere bağlıdır (Goodacre ve ark. 2001, Coelho ve ark. 2009) Günümüzde CAD/CAM sistemlerinde tam seramik kronlar için 12 derecelik total okluzal konverjans açısı uygun görülmektedir (Beuer ve ark. 2008b, Beuer ve ark. 2009a) Dental restorasyonların stabilitesi için tercih edilecek simantasyon yöntemi için de preparasyon geometrisi göz önünde bulundurulmalıdır (Edelhoff ve Ozcan 2007). Konvansiyonel simantasyon için molar dişlerde en az 4 mm ve diğer dişler için en az 3 mm dayanak yüksekliği ile 10°–20° lik total konverjans açısı önerilmektedir (Goodacre ve ark. 2001). Tsitrou ve ark ise minimal preparasyon yapıp adeziv simantasyon uygulanan posterior tam seramik kronların kırılma dayanımının konvansiyonel olarak prepare edilen tam seramik kronlara benzer olduğunu bildirmişlerdir (Tsitrou ve ark. 2010). Okluzal yüzey formu düz olarak hazırlanan üç farklı materyal ile yapılan kırılma dayanımı çalışmasında dayanak

yüksekliği arttıkça kırılma dayanımının arttığı sonucuna ulaşılmıştır (Scherrer ve de Rijk 1992). Bununla birlikte okluzal yüzey de dahil olmak üzere kron anatomisine uygun formda hazırlanan restorasyonların klinik durumu yansıtma potansiyelinin daha yüksek olduğu belirtilmektedir (Wakabayashi ve Anusavice 2000). Çalışmamızda fantom model üzerinde 46 numaralı dişin diş eti seviyesine uyumlu olarak 1 mm genişliğinde shoulder basamaklı, total okluzal konverjans açısı 10.51°, yüksekliği bukkal ve lingual yüzeylerde 4-5 mm aksiyal yüzeylerde 3-4 mm olan preparasyonu elde edildi ve prepare edilen diş tarandıktan sonra elde edilen “stl” verisiyle Cr-Co daylar üretildi.

Tam seramik kronların kırılma dayanımını değerlendirmek için yapılan testlerde metal (Hwang ve Yang 2001, AL-Makramani ve ark. 2008, Akesson ve ark. 2009), pirinç (Lee ve Wilson 2000, Webber ve ark. 2003), kompozit rezin (Bindl ve ark. 2006), epoksi rezin (Wood ve ark. 2006, Zahran ve ark. 2008) ve dentin (Yang ve ark. 2014) day materyali olarak kullanılmıştır. Day materyalinin elastisite modülünün artması, tam seramik posterior kronların kırılması için uygulanması gereken kuvvetin artması manasına gelmektedir (Scherrer ve de Rijk 1993). Metal dayların elastisite modülü, dentin ve epoksi rezinden daha yüksek olduğu için day materyalinde daha az deformasyon oluşmakta, dolayısıyla kronun iç yüzeyinde meydana gelen kesme gerilimi azalmaktadır (Yucel ve ark. 2012). Bu da elde edilen dayanıklılık değerlerinin artmasına neden olabilmektedir; ancak metal daylar, preparasyonun standardizasyonunun korunması ve bu doğrultuda aynı tasarıma sahip kronların üretilebilmesi için avantaj sağlamaktadır (Hwang ve Yang 2001). Ayrıca in vitro çalışmalarda doğal dişlerin kullanılmasının bazı dezavantajları bulunmaktadır: Kırılma dayanımı testi esnasında restorasyona yüksek kuvvetler uygulandığında dişin kırılma riski bulunmaktadır. Bunun yanısıra yapılan işlemlerin tekrarlanma ve kıyaslanma ihtimali azalmaktadır (Dittmer ve ark. 2010).

Diş hekimliğinde, altının yüksek maliyete sahip olması, nikel-kromun allerjik reaksiyonlara yol açma ihtimali Cr-Co alaşımının kullanımını yaygın hale getirmiştir. Kullanılan metal alt yapıların hazırlanması için tercih edilen geleneksel döküm yöntemleri, karmaşık aşamalar içermekte ve zaman kaybına sebep olmaktadır. CAD/CAM ve direkt metal lazer sinterleme, döküm sürecindeki olumsuzlukları

elimine etmektedir (Tamac ve ark. 2014). Direkt metal lazer sinterleme katılımlı metal üretim teknolojisidir. Bilgisayar kontrolünde yapılan tasarım doğrultusunda, metal alt yapı tozu yüksek ısılı lazer ışını kullanılarak ısıtılmaktadır. Işınlanan bölgede ince bir tabaka birleşmekte ve bu tabakaların üst üste gelmesiyle metal yapı tamamlanmaktadır. Otomatik bir sistem ile yürütülen bu işlem sayesinde karmaşık şekilli yapılar kolaylıkla üretilebilmektedir (Figliuzzi ve ark. 2012). Bu ölçüler doğrultusunda ve Cr-Co alaşımı kullanan daha önceki çalışmalar (Beuer ve ark. 2008c, AL-Makramani ve ark. 2009, Amir Rad ve ark. 2015, Mitov ve ark. 2016) referans alınarak çalışmamızda, lazer sinterleme yoluyla üretilen Cr-Co day materyali kullanıldı.

Kırılma dayanımı testlerinde kullanılan day materyalinin yanısıra tercih edilen siman türü de kronların simante edilmesiyle oluşan day, siman ve tam seramik kronlardan meydana gelen yapının sertliğini değiştirerek elde edilecek kuvvet değerleri üzerine etki etmektedir (Thompson ve Rekow 2004, Wang ve ark. 2007). Kronun prepare edilen yapıya en iyi şekilde yerleştiği siman aralığının 20 ve 40 µm arasında olduğu bulunmuştur (Tuntiprawon ve Wilson 1995). 30 µm siman aralığı kullanıldığında okluzal konverjans açısından bağımsız olarak uyumlu kronların üretilebileceği belirtilmektedir. (Nakamura ve ark. 2003) Çalışmamızda siman aralığı 30 µm olarak belirlendi. Tam seramik kronun kalınlığıyla karşılaştırıldığında seramik, siman ve dayın elastisite modülleri arasındaki ilişkinin oluşan gerilimlerin yol açtığı başarısızlık üzerinde daha çok etkili olduğu belirtilmektedir (Kelly 1999, Magne ve ark. 2010). Bu nedenle klinik performansı geliştirmek için simanın elastisite modülünü artırmak ve bağlantıyı kuvvetlendirmek önemli bulunmaktadır (Wang ve ark. 2007). Behr ve ark. (2003) tam seramik veya fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kronların kırılması için gerekli yükün büyüklüğünün adeziv rezin siman kullanıldığında artabileceğini bulmuşlardır. Ayrıca tam seramik restorasyonların klinik kırık oranının adeziv rezin esaslı simanlar kullanıldığında, konvansiyonel çinko fosfat veya cam iyonomer simanların kullanıldığı durumlara kıyasla azaldığı görülmüştür (Malament ve Socransky 2001). Çinko fosfat simanla simante edilen feldspatik esaslı restorasyonların periyodik yüklemeye önce ve sonra, adeziv rezin siman ve rezin modifiye cam iyonomer simanla simante edilen restorasyonlara göre kırılma dayanım değerleri belirgin derecede daha düşük

bulunmuştur (Attia ve ark. 2006). McCormick ve ark. (1993) ise kullanılan simanın tam seramik kronların kırılma yükü üzerine bir etkisinin olmadığını bildirmişlerdir. Bunlarla birlikte çinko fosfat siman in vitro çalışmalarda hibrid kompozit, dentin, epoksi rezin, Ni-Cr ve Cr-Co daylar üzerine tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılmıştır (Tuntiprawon ve Wilson 1995, Attia ve ark. 2006, Bindl ve ark. 2006, AL-Makramani ve ark. 2008, Oilo ve ark. 2013). Çalışmamızda da 10.51° total okluzal konverjans açısına ve değişen yüzeylere göre 3-5mm dayanak yüksekliğine sahip Cr-Co daylar üzerine tam seramik restorasyonların simantasyonu çinko fosfat siman kullanılarak yapıldı, restorasyonlar parmak basıncıyla yerleştirildikten sonra 5 kg'lık statik yük altında 5dk bekletilerek (Yang ve ark. 2014, Sorrentino ve ark. 2016) simantasyon tamamlandı.

İn vivo koşullarda simante edilen restorasyonlar, kuru ve yaş ortamlarda tekrarlayan çiğneme kuvvetlerine maruz kalmaktadır; bu nedenle, bu çevre koşullarının in vitro test sırasında taklit edilmesi gerekmektedir (Gu ve Kern 2003). Termal değişiklikler nedeniyle meydana gelen yıpranmanın günümüzde dental restorasyonların başarısızlığında etkin bir rol oynadığı bilinmektedir (Kelly ve ark. 1990, Studart ve ark. 2007). Ağız içerisindeki mekanik olaylar sonucunda oluşan gerilimlere karşılık, termal döngü işlemiyle oluşan gerilim, ısıl değişiklikler sonucunda meydana gelmekte ve cam seramikler üzerinde daha etkili olabilmektedir. Suyun veya tükürüğün yapısı seramik yüzeyinin yıpranmasında önemli rol oynayabilmekte, suyla temas Si-O-Si bağlarının hidrolitik rüptürüne neden olabilmektedir. Camsı faza sahip materyallerin bu durumdan etkilenme ihtimalinin daha yüksek olduğu belirtilmektedir. Nemli ortam, korozyon sebebiyle materyal üzerindeki mikro çatlak gelişimini de artırabilmektedir (Anusavice ve Zhang 1997, Anusavice ve Zhang 1998, Rekow ve Thompson 2007, Borges ve ark. 2009). Termal döngü işlemi sırasında sıcaklıkta meydana gelen ani değişiklik, özellikle termal genişleme katsayısı farklı materyaller söz konusu olduğunda, restorasyonla bağlandığı yüzey arasında gerilimlerin oluşmasına neden olmaktadır. Termal döngünün simanlar üzerinde genelde olumsuz etkisinin olduğu görülmektedir (Blatz ve ark. 2004). İn vivo koşulları taklit etmek için 5°C ve 55°C sıcaklıkların kullanıldığı önceki çalışmalarda olduğu gibi (Beuer ve ark. 2008c, Mahmood ve ark. 2011, Mitov ve ark. 2016) çalışmamızda da 5°C ve 55°C arasında sıcaklıkta,

bekleme süresi 30 sn ve iki banyo arası geçiş süresi 5 sn olacak şekilde 5000 döngü uygulandı.

Yapay periodonsiyum da test edilen tam seramik restorasyonların kırılma dayanımını etkilemektedir. Yapay periodonsiyuma sahip doğal dişlerin kullanılmasının daha düşük kırılma dayanımı değerlerine neden olacağı düşünülmektedir (Rosentritt ve ark. 2009). Farklı metal alaşımlardan elde edilen daylarla birlikte periodontal membranın taklit edildiği koşullar oluşturulabilmektedir. Yapay periodontal membranın doğal dişteki fizyolojik mobilitayı taklit ettiği ve böylece ağız içerisindeki mekanik durumla benzerlik sağlandığı düşünülmektedir (Luthy ve ark. 2005, Sundh ve ark. 2005). Sabit bölümlü protezleri test ederken yapay periodonsiyum kullanmak, konnektör bölgesinin gingival kısmındaki gerilimi artırarak klinik koşulları taklit etmektedir. Diğer yandan bazı araştırmacılar kron örnekler test edilirken yapay periodonsiyum kullanımının gerekli olmadığını savunmaktadır. Oluşan hareketlilik standart olmadığından ve kontrol edilemediğinden, etki eden aksiyal kuvvetin azalacağı düşünülmektedir. (Heintze ve ark. 2008). Yapılan bir derlemede sabit bölümlü protezlerin test edildiği tüm çalışmalarda periodonsiyumun çalışma planına dahil edildiği, kronlar üzerinde yapılan on yedi çalışmadan ise yalnızca ikisinde periodonsiyumun kullanıldığı gösterilmektedir (Nawafleh ve ark. 2016). Kron restorasyonların kırılma dayanımlarının karşılaştırıldığı çalışmamızda periodontal mobilite taklit edilmedi.

Tam seramik materyallerin test edilmesinde kullanılan uçların yarıçapı ve materyalin elastisite modülü elde edilecek değerleri etkilemektedir (Coldea ve ark. 2014). Qasim ve ark. (2007) ise çeşitli materyal ve geometrilere sahip uçların, düz ya da küresel olmasının kırık şekilleri üzerinde belirgin bir etki göstermediğini belirtmektedir. Paslanmaz çelik uçtan daha düşük elastisite modülüne sahip uçların kullanılması, yükün uygulandığı uç ile kron arasına stres kırıcı olarak ince bir tabakanın yerleştirilmesi alternatif yöntemler olarak önerilmektedir (Zahran ve ark. 2008).

Doğal dişlerde 0.5-4mm² arasında değişen karşılıklı temaslar meydana gelmektedir (Julien ve ark. 1996). Üretilen restorasyonları test ederken kullanılan

uçlarla bu temaslar taklit edilmeye çalışılmaktadır. Elastisite modülü yüksek uçların kullanımı, meydana gelebilecek en kötü senaryoyu görmek ve yükleyici uçta deformasyon oluşmaksızın testlerin yapılmasını sağlamak için tercih edilmektedir (Peterson ve ark. 1998). Değişik çap ve materyallerden yapılan düz ve küresel uçların kullanıldığı çalışmalar bulunmaktadır. 2,4,6,10 ve 12 mm çaplı cam dolduruculu epoksi rezin, çelik, tungsten yapısındaki uçlar ile stres kırıcı olarak polietilen ve folyo tabakalar (Hwang ve Yang 2001, Attia ve ark. 2006, Beuer ve ark. 2008c, Borges ve ark. 2009, Campos ve ark. 2011, May ve ark. 2012, Skouridou ve ark. 2013, Shahrbağ ve ark. 2014, Campos ve ark. 2015, Preis ve ark. 2015, Mitov ve ark. 2016) çeşitli kırılma dayanımı çalışmalarında kullanılmıştır. Çalışmamızda da 4 mm çaplı çelik küresel uç kullanıldı ve kronlarla kullanılan uç arasına 1mm folyo tabaka yerleştirildi. Universal test cihazı 4mm çaplı küresel uç santral fossaya temas edecek ve 0,5 mm/dk hızla ilerleyecek şekilde ayarlandı ve kronların kırılma dayanımları değerlendirildi. Kırık şekilleri, benzer çalışmalar (AL-Makramani ve ark. 2009, Tsitrou ve ark. 2010, Shahrbağ ve ark. 2014) da göz önünde bulundurularak Burke'nin sınıflandırmasına (Burke ve Watts 1994) göre incelendi. Kırılma dayanımı değerleri elde edildikten sonra Ulusal Standartlar ve Teknoloji Enstitüsü (NIST) tarafından seramiklerin ve camların fraktografik analizi için önerilen rehber (Quinn 2007a) doğrultusunda her seramik türünden kontrol ve test grubuna ait bir adet kron üzerinde kırık yüzey belirteçleri incelendi.

Çalışmamızda CAD/CAM ile üretim işleminden sonra oluşabilecek yüzey çatlaklarının floresan penetrant yöntemi ile analiz edilmesi amaçlandı. Bu doğrultuda feldspatik içerikli ve lityum disilikat içerikli iki konvansiyonel blok ve feldspatik içerikli kron formuna yakın blok olmak üzere üç farklı blok kullanıldı. Bu materyallerden üretilen kronlar üzerinde, mikro çatlakların sayısı açısından farklı materyaller arasında anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0.05$) Termal döngü işleminin de aynı seramik grubu içerisinde mevcut mikro çatlak sayısı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik oluşturmadığı gözlemlendi ($p>0.05$).

Beck ve ark. (2010) standart olarak hazırlanan feldspatik plakaların merkezi noktasına delik açarak mikro çatlaklar oluşturmuş ve floresan penetrant yöntemi ile bu mikro çatlakların sayı ve uzunluklarını değerlendirmişlerdir. Tespit edilebilen en

düşük mikro çatlak uzunluğunun 17µm olduğunu bildirmişlerdir. Kou ve Sjogren (2010) üç üyeli sabit bölümlü protez için CAD/CAM ile üretilen zirkonya alt yapılar üzerinde, üretimden hemen sonra floresan penetrant yöntemi ile mikro çatlak analizi yapmışlardır. Bilgisayar destekli üretim ile elde edilen restorasyonlarda mikro çatlakların 2-15 µm arasında olabileceğini ve 15µm'den daha küçük çatlakların floresan penetrant yöntemiyle tespit edilemediğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda feldspatik konvansiyonel bloklardan oluşan Vi grubunda tespit edilebilen en düşük mikro çatlak uzunluğu 74.44 µm; Vi, Pr, Em grupları arasında ise en düşük mikro çatlak uzunluğu Pr grubunda 46.93 µm olarak ölçüldü. Bizim çalışmamızla daha önceki çalışmalar arasında bulunan mikro çatlakların uzunlukları arasındaki farklılıkların kullanılan materyal, üretim koşulları ve kron formu farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir. Mikroskop altında düz yüzeyler ile eğimli yüzeylerin incelenmesi arasındaki fark da göz önünde bulundurulmalıdır.

Karl ve ark. (2008) tarafından statik ve dinamik yüklemelerden sonra floresan penetrant yöntemi ile incelenen implant üstü sabit bölümlü protezlerin kontrol grubunda, simante restorasyonların okluzalinde tespit edilebilen mikro çatlak sayısı 1.8 ± 3.293 , vidalı restorasyonların okluzalinde tespit edilebilen mikro çatlak sayısı 0.0 ± 0.00 olarak bulunmuştur. Karl ve ark. (2012) bir diğer çalışmalarında floresan penetrant yöntemi ile implant üstü restorasyonlarda, döküm metal, tam sinterlenmiş ve yarı sinterlenmiş zirkonya içerikli alt yapıların veneerlenmesinden sonra ve simantasyon işleminin ardından sabit bölümlü protezlerde oluşan mikro çatlak sayılarını incelemiştir. Ortalama mikro çatlak sayıları veneerleme işleminden sonra tam sinterlenmiş zirkonya grubunda 0.1, yarı sinterlenmiş zirkonya grubunda 0.1 ve döküm metal alt yapı grubunda 1.6; bu restorasyonların simantasyonundan sonra tam sinterlenmiş zirkonya grubunda 0.5, yarı sinterlenmiş zirkonya grubunda 0.1 ve döküm metal alt yapı grubunda 4.2 olarak bulunmuştur. Çalışmamızda termal döngüden önce Vi, Pr, Em gruplarında ortalama mikro çatlak sayıları sırasıyla 0.93 ± 1.94 , 1.26 ± 2.34 , 2.60 ± 3.22 ; termal döngüden sonra Vi, Pr, Em gruplarında ortalama mikro çatlak sayıları sırasıyla 2.33 ± 4.04 , 12.00 ± 23.26 , 4.13 ± 3.37 olarak bulundu. Yapılan Wilcoxon İşaretili Sıralar testinde termal döngü işleminin çatlak sayısı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etki oluşturmadığı görüldü ($p > 0.05$). Bizim çalışmamızda kullanılan materyallerle yapılan benzer bir çalışma

bulunmadığından ve mikro çatlaklarla ilgili araştırma sayısı çok sınırlı olduğundan zirkonya materyalinin değerlendirildiği çalışmalar incelendiğinde sonuçların benzerlik gösterdiği bulundu.

Molar bölgede oluşan normal okluzal yükler 100-200 N arasında değişmektedir (Thompson ve Rekow 2004). Bunun yanısıra bu bölgede oluşan maksimum kuvvetler 400-890 N arasında sıralanmaktadır (Anusavice KJ. 2012a). Bu in vitro çalışmada çinko fosfat simanla simante edilen feldspatik kronlar ve lityum disilikat tam seramik kronların ortalama kırılma dayanımı değerleri molar bölgede oluşan maksimum çiğneme kuvvetlerinden daha yüksek bulundu ve bu değerler üzerinde termal döngü işleminin anlamlı bir fark oluşturmadığı tespit edildi. Lityum disilikat içerikli kronların kırılma dayanımları diğer kronlara göre ve maksimum çiğneme kuvvetleri dikkate alındığında anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0.05$). Çalışmamızda en düşük kırılma dayanımı termal döngü uygulanan Pr grubuna ait olup $1389,02\pm 802,96$ N, en yüksek kırılma dayanımı ise kontrol grubundaki Em grubu kronlara ait olup $4570,46\pm 1242,93$ N olarak belirlendi. Vi, Pr ve Em grubu örneklerin test grubundaki KD değerleri sırasıyla 2062.51 ± 332.97 , 1389.02 ± 802.96 , 4305.01 ± 1255.00 ; Vi, Pr ve Em grubu örneklerin kontrol grubundaki KD değerleri sırasıyla 1992.94 ± 300.01 , 1542.57 ± 577.75 , 4570.46 ± 1242.93 N olarak bulundu.

Shahrbağ ve ark. (2014) tarafından yapılan çalışmada maksiller insan premolar dişleri ile hazırlanan preparasyonlar üzerine CAD/CAM ile üretilen feldspatik kronlar üç farklı rezin siman ile simante edilmiş ve örnekler, universal test cihazında 1mm/dk hızla kuvvet uygulanarak kırılmıştır. KD değerleri kontrol grubundaki dişlerde 1105.7 ± 85.2 N, test grubunda ise üç farklı rezin siman için sırasıyla; 654.9 ± 229.6 , 531.6 ± 133 , 661.1 ± 190 N olarak bulunmuştur.

May ve ark. (2012) tarafından yapılan kırılma dayanımı testinde cam doldurucu epoksi rezin (NEMA Grade G10, International Paper) day materyali olarak kullanılmış ve 50 µm siman aralığına sahip feldspatik seramik kronların kırılma dayanımı 673.5 N olarak bulunmuştur. Aynı yazarlar tarafından 2015 yılında yapılan diğer bir çalışmada periyodik yükleme ile feldspatik kronların kırılma dayanımı değerlendirilmiştir. Cam doldurucu epoksi rezin daylar (NEMA Grade

G10,International Paper) kullanılmıştır. Kronların sulu ortamda periyodik yük altında 246.4 ± 22.9 N KD değeri gösterdiği bulunmuştur (Gressler May ve ark. 2015).

Bindl ve ark. (2006) CAD/CAM ile üretilen monolitik posterior kronların kırılma dayanımını karşılaştırmışlardır. Üç çeşit seramik blok (lityum disilikat, lösit ve feldspatik içerikli) rezin daylara çinko fosfat siman ve adeziv simanla simante edilmiştir. Universal test cihazında kronlara 0,5mm/dk hızla aksiyal yönde kuvvet uygulanmıştır. Çinko fosfat simanın kullanıldığı lityum disilikat kronlarda 2082 ± 192 N; feldspatik kronlarda 1270 ± 301 N ile kırılma gerçekleşmiştir. Adeziv simantasyon yönteminde ise lityum disilikat kronlarda 2389 ± 84 N; feldspatik kronlarda ise 2392 ± 75 N ile kırılma gerçekleşmiştir. Çinko fosfat simanla simante edilen kronlarda kırılma dayanımının anlamlı derecede düşük olduğu görülmüştür ($p < 0.001$). Adeziv simantasyonun zayıf yapıdaki seramiklerin kırılma dayanımını güçlü seramiklerle denk hale getirdiği sonucuna ulaşmışlardır. Çinko fosfat simanla simante edilen lityum disilikat kronların kırılma dayanımı feldspatik kronlardan belirgin derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0.001$).

Zahran ve ark. (2008) tarafından yapılan çalışmada CAD/CAM ile üretilen feldspatik tam seramik kronlar epoksi rezin daylara, rezin simanla simante edilmiştir. Universal test cihazında 1mm/dk hızla kırılma dayanımı testi uygulanmıştır. Feldspatik kronların ortalama KD değerleri 1272 ± 109 N olarak bulunmuştur.

Attia ve ark. (2006) tarafından yapılan çalışmada CAD/CAM ile üretilen feldspatik tam seramik kronlar, insan premolarlarına üç farklı simanla (rezin siman, rezin modifiye cam iyonomer siman ve çinko fosfat siman) simante edilmiştir. 1mm/dk hızla kırılana kadar aksiyal yük uygulanmıştır. Adeziv bağlanma sağlayan simanların çinko fosfat simana göre kırılma dayanımı değerlerini belirgin derecede arttırdığı bulunmuştur. Bunun yanında, periyodik yüklemekten sonra tüm kron grupları doğal dişlerden anlamlı derecede düşük kırılma dayanımı göstermiştir. Feldspatik kronların yükleme yapılmaksızın ve periyodik yüklemenin ardından ölçülen KD değerleri çinko fosfat siman için sırasıyla 772.3, 571.5 N olarak bulunmuştur.

Chen ve ark. (1999) tarafından yapılan çalışmada CAD/CAM ile üretilen felspatik kronlar kompozit rezin korlar üzerine rezin simanla simante edilmiştir. 0.5mm/dk hızla kırılana kadar kuvvet uygulanmıştır. Feldspatik içerikli kronların kırılma dayanım değeri 1905 ± 235 N olarak bulunmuştur.

Carvalho ve ark. (2014) tarafından yapılan çalışmada rezin nano seramik, felspatik seramik ve lityum disilikat seramikten üretilen kronlar, insan molar dişlerine rezin simanla simante edilmiştir. Kırılma dayanımı, başarısızlık modu ve karşıt dişteki aşınma miktarı karşılaştırılmıştır. 0.5mm/dk hızla kırılana kadar veya maksimum 4500 N yük uygulanmıştır. Kırılma dayanımı değerleri felspatik seramik ve lityum disilikat seramikten üretilen kronlar için sırasıyla 2500 N ve 3237 N olarak bulunmuştur. Guess ve ark. (2010) tarafından yapılan çalışmada kompozit daylara rezin simanla simante edilen CAD/CAM ile üretilmiş lityum disilikat monolitik kronların kırılma dayanımı 2576 ± 206 N bulunmuştur.

Bizim çalışmamızda da önceki çalışmalara benzer şekilde Em grubu kronlar, Vi ve Pr grubu kronlardan anlamlı derecede yüksek KD değerleri gösterdi. Çalışmamızda materyaller arasında yapılan karşılaştırma literatürle benzer sonuçlara ulaşmış olmakla birlikte felspatik seramik kronların(Vi,Pr) KD değerleri literatürle benzerlik göstermekte ancak lityum disilikat kronların(Em) KD değerleri oldukça yüksek bulunmaktadır. Genel anlamda da tüm seramik gruplarında yüksek KD değerleri elde edildi. Kron tasarımındaki ve seramik kalınlığındaki farklılıklar, kullanılan Cr-Co daylara karşılık felspatik ve lityum disilikat kronların kırılma dayanımlarının değerlendirildiği çalışmalarda rezin dayların veya doğal dişlerin kullanılmış olması, farklı siman aralıkları, preparasyon şekli, periyodik yüklemenin yapılmamış olması gibi nedenlerin bu farkın oluşmasıyla ilişkili olduğu düşünülmektedir.

Yang ve ark. (2014) 5°C - 55°C arasında uygulanan 2000 termal döngünün ve 10^5 mekanik döngünün tek başına lityum disilikat ve felspatik seramik materyalleri üzerinde anlamlı bir etki oluşturmadığını ve iki işlem arasında bir fark olmadığını, ancak mekanik ve termal döngünün birlikte uygulanmasının kırılma dayanımını düşürdüğünü belirtmişlerdir. Mitov ve ark. (2016) tarafından yapılan çalışmada ise

mekanik ve termal döngünün zirkonya kronların kırılma dayanımı üzerinde anlamlı bir etki oluşturmadığı belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da termal döngü işlemi KD değerleri üzerinde anlamlı bir fark oluşturmadı ($p>0.05$).

Heydecke ve ark. (2001) tarafından yapılan çalışmada insan maksiller kesicileri üzerine cam iyonomer simanla simante edilen tam döküm metal kronlara termal ve mekanik döngünün ardından kırılma dayanımı testi yapılmıştır. Termal ve mekanik döngü esnasında kırılan bir kronun kırılma dayanımı 0 N kabul edilmiştir. Bizim çalışmamızda da termal döngü sırasında Pr grubundan üç adet krona kırık meydana geldi. Mekanik yük uygulanmaksızın kırıldıklarından ve termal döngünün etkisini göz ardı etmemek adına Heydecke ve ark tarafından yapılan çalışmada olduğu gibi KD değerleri 0 N olarak kabul edildi.

Blatz ve ark. (2004) termal döngünün simanların materyallerle olan bağlantısı üzerinde olumsuz etki oluşturduğunu belirtmektedir. Vult von Steyern ve ark. (2006) yaptıkları çalışmada termal ve mekanik döngü esnasında yirmi kromdan yedisinde retansiyon kaybıyla karşılaşmışlardır. Bu durumu çinko fosfat simanın kırılma yapıda olması sebebiyle termal ve mekanik döngü sırasında oluşan çekme ve kesme kuvvetlerine karşı koyamaması ile ilişkilendirmişlerdir. Bunun yanısıra Fleming ve Narayan (2003) adeziv tekniğin, ağız içindeki sıvıların seramik kronların iç yüzeyine penetre olmasını önleyerek suyun seramik üzerindeki zayıflatıcı etkisine engel olduğunu bildirmişlerdir. Ancak bizim çalışmamızda mekanik döngü olmaksızın 5°C-55°C arasında uygulanan termal döngü esnasında meydana gelen kırıkların, öncelikli olarak su ile materyaldeki defektlerin etkileşiminden ve termal değişikliklerdeki farklılıklardan dolayı oluşan mekanik streslerin, çatlak oluşumunu tetiklemesinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Bunun yanısıra çalışmamızda termal döngü sırasında kırılan kronlarla benzer çatlak hattına sahip ancak termal döngü esnasında kırılmayan Pr grubuna ait bir kron, termal döngü işleminden sonra uygulanan mikro çatlak analizinde tespit edildi ve bu kronun KD değeri 1387,68 N olarak bulundu.

Burke'nin sınıflandırmasını kullanarak farklı materyallerden oluşan kronların kırık şekillerini değerlendiren çalışmalar incelendiğinde baskın kırık şekillerinin değiştiği görülmüştür. Shahrabaf ve ark. (2014) tarafından yapılan çalışmada

feldspatik seramik kronlarda görülen kırık tiplerinin dağılımı şu şekildedir: Tip I (%23.33), tip II (%16.66), tip III (%36.66), tip IV (%13.33), tip V (%10). AL-Makramani ve ark. (2009) tarafından yapılan çalışmada alüminyum oksit içerikli kronlarda görülen kırık şekillerinin dağılımı şu şekildedir: Tip I (%73), tip II (%13), tip IV (%3), tip V (%10). Skouridou ve ark. (2013) tarafından CAD/CAM ile üretilen lösitle güçlendirilmiş kronlar üzerinde yapılan çalışmada konvansiyonel prepare edilen molarlar üzerine tasarlanan kronların kırık şekilleri dağılımı şöyledir: Tip II (%85,7), tip V (%14.3). Tsitrou ve ark. (2010) tarafından CAD/CAM ile üretilen lösit cam seramik ve kompozit rezin kronlar üzerinde yapılan çalışmada konvansiyonel preparasyon grubunda görülen kırık şekillerinin dağılımı kompozit kronlar için, tip I (%10), tip II (%30), tip IV (%30), tip V (%30); lösit cam seramik kronlar için, tip II (%50), tip III (%10), tip V (%40) şeklindedir. Çalışmamızda da oluşan kron kırık şekilleri Burke'nin sınıflandırmasına göre değerlendirildi. Termal döngü uygulanmayan grupta Vi örneklerinde tip II (%26.6), tip III (%33.3), tip V (%40); Pr örneklerinde tip III (%13.33), tip IV (%6.6), tip V (%80); Em örneklerinde tip II (%6.6), tip III (%6.6), tip V (%86.6) şeklinde dağılım gözlemlendi. Termal döngü uygulanan gruptaki Vi örneklerinde tip II (%13.33), tip III (%33.33), tip IV (%6.6), tip V (%46.66); Pr örneklerinde tip II (%6.6), tip III (%13.33), tip V (%80); Em örneklerinde tip II (%13.33), tip III (%33.3), tip IV (%6.6), tip V (%46.6) şeklinde dağılım gözlemlendi. Termal döngüden önce ve sonra, örneklerde görülen en yaygın kırık şeklinin tip V olduğu tespit edildi. Önceki çalışmalarla bizim çalışmamız arasındaki kırık tiplerinde görülen sayısal dağılımdaki farklılığın preparasyon şekli ve basamak formundan, kullanılan materyallerden, tasarlanan kron formundan kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Klinik olarak başarısızlığa uğrayan restorasyonları incelemek için yapılan fraktografik analizleri içeren çalışmalara bakıldığında (Quinn ve ark. 2005, Scherrer ve ark. 2006, Scherrer ve ark. 2007, Scherrer ve ark. 2008) hackle, wake hackle, twist hackle, arrest(duraklama) çizgileri gözlemlenen en yaygın belirteçlerdir. Elde edilen kırık parçaları üzerinde yapılan değerlendirmeler kırık şekli, kırık kaynağının konumunun tespit edilmesi, tasarım hatalarının anlaşılması ve bu restorasyonların kullanım sürelerinin uzatılabilmesi için koruyucu önlemlerin alınması açısından faydalı bilgi sağlayabilmektedir (Scherrer ve ark. 2009). Tek tabakalı bir seramiğe

kırılana kadar yük uygulanması yüzeyde koni şekilli çatlakların oluşmasına neden olmaktadır. Bu çatlakların daha derinlere ilerlemesiyle yüzey hasarı kırığa yol açmaktadır (Lawn ve ark. 2001). Yükün uygulandığı bölgede meydana gelen koni şekilli çatlaklardan farklı olarak klinik kırıklara neden olan radyal çatlaklar siman yüzeyinden başlamaktadır. Kronun simante edildiği day materyalinin uygulanan yük karşısında deformasyona uğraması seramiğin iç yüzeyinde gerilime neden olmakta ve radyal çatlaklar görülmektedir (Tsai ve ark. 1998). Klinik olarak başarısızlığa uğramış kronların fraktografik analizi, kırığın daima siman ara yüzeyinde meydana gelen radyal çatlaklardan köken aldığını göstermektedir (Kelly ve ark. 1989, Kelly ve ark. 1990, Thompson ve ark. 1994). Temas hasarı normalde düzenli çiğneme aktivitesinde görülmemektedir, çünkü gerekli olan aşırı yüklenme nadiren meydana gelmektedir (Kelly 1999, Lawn ve ark. 2001). İn vitro koşullarda ise ağız ortamından farklı olarak daha uzun bir süre, sürekli artan bir yük ile yükleyici uç kullanılarak dikey küçük bir temas oluşturulmaktadır (Lawn 1998). Bu şartlarda meydana gelen kırıklar yüklemenin yapıldığı okluzal yüzeyden başlamaktadır (Kelly 1999, Lawn ve ark. 2001, Aboushelib ve ark. 2007, Anusavice ve ark. 2007).

Bindl ve ark. (2006) tarafından CAD/CAM ile üretilen lityum disilikat, lösit ve feldspatik içerikli seramiklerde yapılan fraktografik analizde, kırığın başladığı ve tamamlandığı zamanlarda yapılan değerlendirmelerde önce siman ara yüzeyinde radyal çatlakların oluştuğu ve sonuçta yükün uygulandığı alanda koni şekilli çatlakların meydana geldiği gözlemlenmiştir. Pallis ve ark. (2004) da üç farklı tam seramik kron sistemi üzerinde yaptıkları kırma testinin ardından okluzal yüzeyde koni şekilli çatlakların sıklığından bahsetmiş ve bunun klinikte başarısızlığa uğrayan kronlarda görülmediğini vurgulamıştır.

Quinn ve ark. (2004) tarafından 18mm çaplı zirkonya diskler üzerinde yapılan çalışmada kırığın aglomerat ve por kaynaklı olduğu ve bu kırık kaynakları ile birlikte belirlenen mirror bölgeleri gösterilmiştir. Kou ve Sjogren (2010) tarafından zirkonya alt yapılarda SEM ile yapılan fraktografik analizde wake hackle belirteçlerine rastlanmamıştır. Tsukuma ve Shimada (1985) da sinterleme işleminin por gibi kırık kaynaklarını azaltmakta etkili olduğunu belirtmiştir. Lityum disilikat cam seramik kronlar üzerinde Zhao ve ark. (2014) tarafından yapılan çalışmada fraktografik

inceleme sonucunda radyal çatlaklara rastlanmamıştır. Hackle, wake hackle, arrest çizgileri ve kırık kaynakları görüntülenebilmiştir. Skouridou ve ark. (2013) lösitle güçlendirilmiş cam seramik kronların fraktografik analizinde arrest ve hackle belirteçlerini görüntüleyebilmişler ve kırığın okluzalde yükün uygulandığı noktadan servikale doğru ilerlediğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda da daha önceki çalışmalara paralel olarak arrest çizgileri, hackle, wake hackle, twist hackle belirteçleri, wallner çizgileri ve scarps belirteçlerine rastlandı ve fraktografik analiz yapılan örneklerde, kırık yüzeyinde görülen bu karakteristik özellikler doğrultusunda kırığın okluzalden servikale doğru ilerlediği sonucuna ulaşıldı. Ayrıca bizim çalışmamızda yapılan kırılma dayanımı testi sonucunda Em grubuna ait örneklerden birinde önceki in vitro çalışmalara benzer olarak yüzeyde temas hasarı nedeniyle oluşan koni şekilli çatlak da görüntülendi.

Yapılan mikro çatlak analizi ve kırılma dayanımı değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmadığından ilk hipotezimiz reddedildi, yalnızca termal döngü uygulanmayan ve negatif yönlü orta düzeyde ilişki görülen Priticrown grubu için kısmen kabul edildi. Priticrown grubunda mikro çatlak sayısı ve kırılma dayanımı açısından diğer seramiklere göre termal döngüden önce ve sonra anlamlı bir fark oluşmadığından çalışmamızın ikinci ve üçüncü hipotezleri de reddedildi.

Materyallerin ağız içi koşullarda maruz kalacağı ısı ve nem etkisi, karşılıklı diş temaslarının oluşturduğu kuvvetler ve dağılım alanları tam olarak taklit edilemediği için bu çalışmada oluşturulan in vitro koşullar, klinik şartları sağlamak açısından eksiklikler içermektedir. Başarısızlığa yol açan yükler çiğneme aktivitesinde görülen fonksiyonel aralığı aşmaktadır. Bunun yanısıra day materyali olarak doğal dişlerin tercih edilmemiş olması, uygun olmayan kron-siman-diş etkileşimine neden olmakta ve dolayısıyla bu yapının uygulanan yük karşısındaki tavrı tam olarak klinik durumla örtüşmemektedir.

Çalışmamızda sınırlamalar dahilinde şu sonuçlara ulaşıldı:

- I. Mikro çatlak sayısı ile kırılma dayanımı değerleri arasında anlamlı bir ilişki görülmedi. Yalnızca termal döngü uygulanmayan Priticrown grubunda kırılma dayanımı ile mikro çatlak sayısı arasında negatif yönlü orta düzeyli bir ilişki bulundu.
- II. Priticrown, Vita Mark II ve Emax CAD seramikleri arasında mikro çatlak sayısı açısından bir farklılık görülmedi ve termal döngünün de aynı seramik gruplarında mikro çatlak sayısı açısından bir farklılık oluşturmadığı belirlendi.
- III. Priticrown, Vita Mark II ve Emax CAD seramikleri arasında, Emax CAD grubunun kırılma dayanımı değerleri termal döngü işleminden önce ve sonra diğer seramik gruplarından anlamlı derecede yüksek bulundu.
- IV. Kırık şekilleri arasında en yaygın olarak tip V kırık görüldü. Fraktografik analiz yapılan örneklerde görülen kırık yüzey belirteçleri, çatlak yayılımının seramiğin siman ara yüzeyinden değil okluzal yüzeydeki temas hasarından meydana geldiğini gösterdi. En çok gözlemlenen kırık belirteçleri wake hackle ve arrest çizgileri oldu.

5 KAYNAKLAR

ABOUSHLIB MN, DE JAGER N, KLEVERLAAN CJ and FEILZER AJ. (2007) Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater*,23,952-959.

ADDISON O, CAO X, SUNNAR P and FLEMING GJ. (2012) Machining variability impacts on the strength of a 'chair-side' CAD-CAM ceramic. *Dent Mater*,28,880-887.

AKESSON J, SUNDH A and SJOGREN G. (2009) Fracture resistance of all-ceramic crowns placed on a preparation with a slice-formed finishing line. *J Oral Rehabil*,36,516-523.

AL-MAKRAMANI BMA, RAZAK AA and ABU-HASSAN MI. (2008) Evaluation of load at fracture of Procera AllCeram copings using different luting cements. *J Prosthodont*,17,120-124.

AL-MAKRAMANI BMA, RAZAK AA and ABU-HASSAN MI. (2009) Comparison of the load at fracture of Turkom-Cera to Procera AllCeram and In-Ceram all-ceramic restorations. *J Prosthodont*,18,484-488.

ALBAKRY M, GUAZZATO M and SWAIN MV. (2004) Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent*,32,91-99.

ALGHAZZAWI TF. (2016) Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res*,60,72-84.

AMIR RAD FA, SUCCARIA FG and MORGANO SM. (2015) Fracture resistance of porcelain veneered zirconia crowns with exposed lingual zirconia for anterior teeth after thermal cycling: An in vitro study. *Saudi Dent J*,27,63-69.

ANDERSSON M and ODÉN A. (1993) A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica*,51,59-64.

ANUSAVICE KJ and ZHANG NZ. (1997) Chemical durability of Dicor and lithia-based glass-ceramics. *Dent Mater*,13,13-19.

ANUSAVICE KJ and ZHANG NZ. (1998) Chemical durability of Dicor and fluorocanite-based glass-ceramics. *J Dent Res*,77,1553-1559.

ANUSAVICE KJ, KAKAR K and FERREE N. (2007) Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res*,18 Suppl 3,218-231.

ANUSAVICE KJ. SC, RAWLS HR. (2012a) *Philips' Science of Dental Materials* 12 ed. s: 67.

ANUSAVICE KJ. SC, RAWLS HR. (2012b) *Philips' Science of Dental Materials* 12 ed. s: 420-426.

APHOLT W, BINDL A, LUTHY H and MORMANN WH. (2001) Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. *Dent Mater*,17,260-267.

ATTIA A, ABDELAZIZ KM, FREITAG S and KERN M. (2006) Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent*,95,117-123.

BECK N, GRAEF F, GERSTBREIN O and KARL M. (2010) Sensitivity of transillumination for detecting microcracks in feldspathic and zirconia ceramic materials. *J Prosthet Dent*,104,301-305.

BEHR M, ROSENTRITT M, MANGELKRAMER M and HANDEL G. (2003) The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns. *Int J Prosthodont*,16,538-542.

BEUER F, SCHWEIGER J and EDELHOFF D. (2008a) Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*,204,505-511.

BEUER F, EDELHOFF D, GERNET W and NAUMANN M. (2008b) Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system. *Dent Mater J*,27,814-820.

BEUER F, STEFF B, NAUMANN M and SORENSEN JA. (2008c) Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials. *Eur J Oral Sci*,116,381-386.

BEUER F, AGGSTALLER H, RICHTER J, EDELHOFF D and GERNET W. (2009a) Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int*,40,243-250.

BEUER F, SCHWEIGER J, EICHBERGER M, KAPPERT HF, GERNET W and EDELHOFF D. (2009b) High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater*,25,121-128.

BINDL A, LUTHY H and MORMANN WH. (2006) Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater*,22,29-36.

BLATZ MB, SADAN A, MARTIN J and LANG B. (2004) In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*,91,356-362.

BORBA M, DE ARAUJO MD, FUKUSHIMA KA, YOSHIMURA HN, CESAR PF, GRIGGS JA and DELLA BONA A. (2011) Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dent Mater*,27,710-721.

BORGES GA, CALDAS D, TASKONAK B, YAN J, SOBRINHO LC and DE OLIVEIRA WJ. (2009) Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. *J Prosthodont*,18,649-655.

BURKE FJ. (1995) The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence Int*,26,293-300.

BURKE FJ. (1996) Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns: the effect of increased tooth preparation. *Quintessence Int*,27,115-121.

BURKE FJ and WATTS DC. (1994) Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence Int*,25,335-340.

CAMPOS RE, SOARES PV, VERSLUIS A, DE OJOB, AMBROSANO GM and NUNES IF. (2015) Crown fracture: Failure load, stress distribution, and fractographic analysis. *J Prosthet Dent*,114,447-455.

CAMPOS RE, SOARES CJ, QUAGLIATTO PS, SOARES PV, DE OLIVEIRA OB, JR., SANTOS-FILHO PC and SALAZAR-MAROCHO SM. (2011) In vitro study of fracture load and fracture pattern of ceramic crowns: a finite element and fractography analysis. *J Prosthodont*,20,447-455.

CARVALHO AO, BRUZI G, GIANNINI M and MAGNE P. (2014) Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent*,111,310-317.

CHANG JC, HART DA, ESTEY AW and CHAN JT. (2003) Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent*,90,18-23.

CHEN H, HICKEL R, SETCOS J and KUNZELMANN K. (1999) Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*,82,468-475.

CHONG KH, CHAI J, TAKAHASHI Y and WOZNIAK W. (2002) Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont*,15,183-188.

CHRISTEL P, MEUNIER A, DORLOT JM, CROLET JM, WITVOET J, SEDEL L and BOUTIN P. (1988) Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Ann N Y Acad Sci*,523,234-256.

COELHO PG, SILVA NR, THOMPSON VP, REKOW D and ZHANG G. (2009) Effect of proximal wall height on all-ceramic crown core stress distribution: a finite element analysis study. *Int J Prosthodont*,22,78-86.

COLDEA A, SWAIN MV and THIEL N. (2014) Hertzian contact response and damage tolerance of dental ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*,34,124-133.

CROFT WJ. (2006) *Under the Microscope : A Brief History of Microscopy*. <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=nlebk&AN=210834&lang=tr&site=ehost-live>.

CULP L and MCLAREN EA. (2010) Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compend Contin Educ Dent*,31,716-720, 722, 724-715.

DANESHVAR K and DOĞAN B. (2010) Application of quantum dots as a fluorescent-penetrant for weld crack detection. *MATERIALS AT HIGH TEMPERATURES*,27,179-182.

DAVIDOWITZ G and KOTICK PG. (2011) The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dental Clinics of North America*,55,559-570.

DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, COUTINHO E, POITEVIN A, PEUMANS M, LAMBRECHTS P and VAN MEERBEEK B. (2005) Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dent Mater*,21,999-1007.

DELLA BONA A and KELLY JR. (2008) The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*,139 Suppl,8S-13S.

DENISSEN H, DOZIC A, VAN DER ZEL J and VAN WAAS M. (2000) Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*,84,506-513.

DENISSEN HW, VAN DER ZEL JM and VAN WAAS MA. (1999) Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont*,12,395-400.

DENRY I. (2013) How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dent Mater*,29,85-96.

DENRY I and KELLY JR. (2008) State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*,24,299-307.

DENRY I and HOLLOWAY JA. (2010) Ceramics for dental applications: a review. *Materials*,3,351-368.

DENRY IL. (1996) Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*,7,134-143.

DENRY IL, HOLLOWAY JA and TARR LA. (1999) Effect of heat treatment on microcrack healing behavior of a machinable dental ceramic. *J Biomed Mater Res*,48,791-796.

DENRY IL, BARANTA G, HOLLOWAY JA and GUPTA PK. (2003) Effect of processing variables on texture development in a mica-based glass-ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*,64,70-77.

DITTMER MP, KOHORST P, BORCHERS L and STIESCH M. (2010) Influence of the supporting structure on stress distribution in all-ceramic FPDs. *Int J Prosthodont*,23,63-68.

DOZIĆ A, KLEVERLAAN CJ, MEEGDES M, VAN DER ZEL J and FEILZER AJ. (2003) The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*,90,563-570.

EDELHOFF D and OZCAN M. (2007) To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clin Oral Implants Res*,18 Suppl 3,193-204.

EIDENBENZ S, LEHNER CR and SCHARER P. (1994) Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *Int J Prosthodont*,7,134-142.

FASBINDER DJ, DENNISON JB, HEYS D and NEIVA G. (2010) A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc*,141 Suppl 2,10S-14S.

FIGLIUZZI M, MANGANO F and MANGANO C. (2012) A novel root analogue dental implant using CT scan and CAD/CAM: selective laser melting technology. *Int J Oral Maxillofac Surg*,41,858-862.

FISCHER H, KARACA F and MARX R. (2002) Detection of microscopic cracks in dental ceramic materials by fluorescent penetrant method. *J Biomed Mater Res*,61,153-158.

FISCHER J, STAWARCZYK B, TROTTMANN A and HÄMMERLE CHF. (2009) Impact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered Ce-TZP/A nanocomposite frameworks. *Dental Materials*,25,326-330.

FLEMING GJ and NARAYAN O. (2003) The effect of cement type and mixing on the biaxial fracture strength of cemented aluminous core porcelain discs. *Dent Mater*,19,69-76.

FRAUNHOFER JAV. (2013a) *Dental materials at a Glance*. 2 ed. Wiley-Blackwell. s: 81.

FRAUNHOFER JAV. (2013b) *Dental Materials at a Glance*. 2 ed. Wiley-Blackwell. s: 3.

GALE MS and DARVELL BW. (1999) Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*,27,89-99.

GIORDANO R. (2006) Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*,137 Suppl,14S-21S.

GIORDANO R and MCLAREN EA. (2010a) Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*,31,682-684.

GIORDANO R and MCLAREN EA. (2010b) Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*,31,682-684, 686, 688 passim; quiz 698, 700.

The Glossary of Prosthodontic Terms. (2005). *J Prosthet Dent*,94,10-92.

GOODACRE CJ, CAMPAGNI WV and AQUILINO SA. (2001) Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent*,85,363-376.

GRESSLER MAY L, KELLY JR, BOTTINO MA and HILL T. (2015) Influence of the resin cement thickness on the fatigue failure loads of CAD/CAM feldspathic crowns. *Dent Mater*,31,895-900.

GU XH and KERN M. (2003) Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont*,16,109-116.

GUAZZATO M, PROOS K, QUACH L and SWAIN MV. (2004) Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials*,25,5045-5052.

GUESS PC, ZAVANELLI RA, SILVA NR, BONFANTE EA, COELHO PG and THOMPSON VP. (2010) Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont*,23,434-442.

HEFFERNAN MJ, AQUILINO SA, DIAZ-ARNOLD AM, HASELTON DR, STANFORD CM and VARGAS MA. (2002) Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. J Prosthet Dent,88,10-15.

HEINTZE SD, CAVALLERI A, ZELLWEGER G, BUCHLER A and ZAPPINI G. (2008) Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. Dent Mater,24,1352-1361.

HEYDECKE G, BUTZ F and STRUB JR. (2001) Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. J Dent,29,427-433.

History of Nobel Biocare. . Erişim: [<http://Corporate.Nobelbiocare.Com/En/Our-Company/History-And-Innovations/Default.aspx?V51>], Erişim tarihi: 2016.

HWANG JW and YANG JH. (2001) Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns. J Oral Rehabil,28,678-683.

IPS e.max CAD. (2016), Erişim: [<http://www.ivoclarvivadent.com.tr/tr/p/dental-profesyonellik/klinikte-tamamlanan-cad/cam-bloklar/ips-emax-cad/ips-emax-cad-monolithic-solutions>], Erişim tarihi: 11.01.17.

JULIEN KC, BUSCHANG PH, THROCKMORTON GS and DECHOW PC. (1996) Normal masticatory performance in young adults and children. Arch Oral Biol,41,69-75.

K.RAVI-CHANDAR. (2004) Measurement of Crack Speed, In: Dynamic Fracture, 7.(ch.)

KARL M, GRAEF F, WICHMANN M and BECK N. (2012) Microfractures in metal-ceramic and all-ceramic implant-supported fixed dental prostheses caused by superstructure fixation. Dent Mater J,31,338-345.

KARL M, FISCHER H, GRAEF F, WICHMANN MG, TAYLOR TD and HECKMANN SM. (2008) Structural changes in ceramic veneered three-unit implant-supported restorations as a consequence of static and dynamic loading. *Dent Mater*,24,464-470.

KELLY JR. (1999) Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*,81,652-661.

KELLY JR. (2004) Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*,48,viii, 513-530.

KELLY JR and BENETTI P. (2011) Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*,56 Suppl 1,84-96.

KELLY JR, CAMPBELL SD and BOWEN HK. (1989) Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent*,62,536-541.

KELLY JR, GIORDANO R, POBER R and CIMA MJ. (1990) Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *Int J Prosthodont*,3,430-440.

KESHVAD A, HOOSHMAND T, ASEFZADEH F, KHALILINEJAD F, ALIHEMMATI M and VAN NOORT R. (2011) Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *J Prosthodont*,20,535-540.

KIM D, JUNG Y-G, PETERSON I and LAWN B. (1999) Cyclic fatigue of intrinsically brittle ceramics in contact with spheres. *Acta materialia*,47,4711-4725.

KIM JW, BHOWMICK S, CHAI H and LAWN BR. (2007) Role of substrate material in failure of crown-like layer structures. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*,81,305-311.

KOSMAC T, OBLAK C, JEVNIKAR P, FUNDUK N and MARION L. (1999) The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*,15,426-433.

KOU W and SJOGREN G. (2010) Fracture behaviour of zirconia FPDs substructures. *J Oral Rehabil*,37,292-299.

LAWN BR. (1998) Indentation of ceramics with spheres: A century after Hertz. *Journal of the American Ceramic Society*,81,1977-1994.

LAWN BR, DENG Y and THOMPSON VP. (2001) Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent*,86,495-510.

LEE SK and WILSON PR. (2000) Fracture strength of all-ceramic crowns with varying core elastic moduli. *Aust Dent J*,45,103-107.

LI RW, CHOW TW and MATINLINNA JP. (2014) Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res*,58,208-216.

LIU PR and ESSIG ME. (2008) Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*,29,482, 484, 486-488

LIU Y and SHEN JZ. (2014) Clinical Failures of Ceramic Dental Prostheses, In: *Advanced Ceramics for Dentistry*, 5.(ch.)

LUTHY H, FILSER F, LOEFFEL O, SCHUMACHER M, GAUCKLER LJ and HAMMERLE CH. (2005) Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater*,21,930-937.

MACKERT JR, JR. and WILLIAMS AL. (1996) Microcracks in dental porcelain and their behavior during multiple firing. *J Dent Res*,75,1484-1490.

MAGNE P, SCHLICHTING LH, MAIA HP and BARATIERI LN. (2010) In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent*,104,149-157.

MAHMOOD DJ, LINDEROTH EH and VULT VON STEYERN P. (2011) The influence of support properties and complexity on fracture strength and fracture mode of all-ceramic fixed dental prostheses. *Acta Odontol Scand*,69,229-237.

MALAMENT KA and SOCRANSKY SS. (1999a) Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. *J Prosthet Dent*,81,23-32.

MALAMENT KA and SOCRANSKY SS. (1999b) Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. *J Prosthet Dent*,81,662-667.

MALAMENT KA and SOCRANSKY SS. (2001) Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. *J Prosthet Dent*,86,511-519.

MAY LG, KELLY JR, BOTTINO MA and HILL T. (2012) Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dent Mater*,28,e99-109.

MCCABE JF and WALLS AWG. (2008) *Applied Dental Materials*. 9 ed. Blackwell. s: 89.

MCCORMICK JT, ROWLAND W, SHILLINGBURG HT, JR. and DUNCANSON MG, JR. (1993) Effect of luting media on the compressive strengths of two types of all-ceramic crown. *Quintessence Int*,24,405-408.

MCLEAN JW. (1991) The science and art of dental ceramics. *Oper Dent*,16,149-156.

MECHOLSKY JJ, JR. (1995) Fractography: determining the sites of fracture initiation. *Dent Mater*,11,113-116.

MITOV G, ANASTASSOVA-YOSHIDA Y, NOTHDURFT FP, VON SEE C and POSPIECH P. (2016) Influence of the preparation design and artificial aging on the fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *J Adv Prosthodont*,8,30-36.

MIYAZAKI T, HOTTA Y, KUNII J, KURIYAMA S and TAMAKI Y. (2009) A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*,28,44-56.

MIYAZAKI T, NAKAMURA T, MATSUMURA H, BAN S and KOBAYASHI T. (2013) Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*,57,236-261.

MORENA R, BEAUDREAU GM, LOCKWOOD PE, EVANS AL and FAIRHURST CW. (1986) Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res*,65,993-997.

MORMANN WH. (2006) The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*,137 Suppl,7S-13S.

MORMANN WH and BINDL A. (2002) All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*,46,405-426, viii.

MORRELL R and MURRAY M.(2001) The use of fractography as an aid to advanced technical ceramic material development and component design, in: (Ed.)^(Eds.), *British ceramic proceedings*, Institute of Materials. pp. 17-30.

NAKAMURA T, DEI N, KOJIMA T and WAKABAYASHI K. (2003) Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*,16,244-248.

NAKAMURA T, IMANISHI A, KASHIMA H, OHYAMA T and ISHIGAKI S. (2001) Stress analysis of metal-free polymer crowns using the three-dimensional finite element method. *Int J Prosthodont*,14,401-405.

NAWAFLEH N, HATAMLEH M, ELSHIYAB S and MACK F. (2016) Lithium Disilicate Restorations Fatigue Testing Parameters: A Systematic Review. *J Prosthodont*,25,116-126.

OILO M, KVAM K, TIBBALLS JE and GJERDET NR. (2013) Clinically relevant fracture testing of all-ceramic crowns. *Dent Mater*,29,815-823.

OZEL BEKTAS O, EREN D, HERGUNER SISO S and AKIN GE. (2012) Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers Med Sci*,27,723-728.

PALLESEN U and VAN DIJKEN JW. (2000) An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *Eur J Oral Sci*,108,239-246.

PALLIS K, GRIGGS JA, WOODY RD, GUILLEN GE and MILLER AW. (2004) Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent*,91,561-569.

PETERSON IM, PAJARES A, LAWN BR, THOMPSON VP and REKOW ED. (1998) Mechanical characterization of dental ceramics by hertzian contacts. *J Dent Res*,77,589-602.

PICONI C and MACCAURO G. (1999) Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*,20,1-25.

PINTO MM, CESAR PF, ROSA V and YOSHIMURA HN. (2008) Influence of pH on slow crack growth of dental porcelains. *Dent Mater*,24,814-823.

PREIS V, BEHR M, HAHNEL S and ROSENTRITT M. (2015) Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dent Mater*,31,1363-1369.

Pritidenta. (2016), Erişim: [<http://www.pritidenta.com/en/priticrown.html>], Erişim tarihi: 11.01.17.

PUSCHMANN D, WOLFART S, LUDWIG K and KERN M. (2009) Load-bearing capacity of all-ceramic posterior inlay-retained fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci*,117,312-318.

QASIM T, FORD C, BUSH MB, HU X, MALAMENT KA and LAWN BR. (2007) Margin failures in brittle dome structures: relevance to failure of dental crowns. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*,80,78-85.

QUINN G. (2007a) Fractography of ceramics and glasses. A NIST recommended practice guide. Special Publication 960-16. ed., Washington, DC: National Institute of Standards and Technology. s.

QUINN GD. (2007b) Fracture Surface Examination, In: NIST Recommended Practice Guide, Fractography of Ceramics and Glasses, 5.(ch.)

QUINN GD. (2007c) Tools and Equipment, In: NIST Recommended Practice Guide, Fractography of Ceramics and Glasses, 3.(ch.)

QUINN GD. (2007d) Origins of Fracture, In: NIST Recommended Practice Guide, Fractography of Ceramics and Glasses, 6.(ch.)

QUINN GD, HOFFMAN K and QUINN JB. (2012) Strength and fracture origins of a feldspathic porcelain. *Dent Mater*,28,502-511.

QUINN GD, EICHLER J, EISELE U and RÖDEL J. (2004) Fracture Mirrors in Nanoscale 3Y-TZP. *Journal of the American Ceramic Society*,87,513-516.

QUINN JB, QUINN GD, KELLY JR and SCHERRER SS. (2005) Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dent Mater*,21,920-929.

RAIGRODSKI AJ. (2004a) Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*,92,557-562.

RAIGRODSKI AJ. (2004b) Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*,48,viii, 531-544.

RAIGRODSKI AJ and CHICHE GJ. (2001) The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*,86,520-525.

REKOW D. (1987) Computer-aided design and manufacturing in dentistry: a review of the state of the art. *J Prosthet Dent*,58,512-516.

REKOW D and THOMPSON VP. (2007) Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *J Mater Sci Mater Med*,18,47-56.

REKOW ED. (2006) Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story. *J Am Dent Assoc*,137 Suppl,5S-6S.

REKOW ED, ZHANG G, THOMPSON V, KIM JW, COEHLO P and ZHANG Y. (2009) Effects of geometry on fracture initiation and propagation in all-ceramic crowns. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*,88,436-446.

RICE RW. (1990) Ceramic Processing: An overview. *AIChE Journal*,36,481-510.

RICE RW. (2002) Monolithic and composite ceramic machining flaw-microstructure-strength effects: model evaluation. *Journal of the European Ceramic Society*,Volume 22,Pages 1411–1424.

RICHERSON DW. (2006) Location of the Fracture Origin, In: *Modern Ceramic Engineering Properties, Processing, and Use in Design*, 19.(ch.)

RITTER JE. (1995) Critique of test methods for lifetime predictions. *Dent Mater*,11,147-151.

ROSENTRITT M, BEHR M, VAN DER ZEL JM and FEILZER AJ. (2009) Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater*,25,348-352.

SAINT-JEAN SJ. (2014) Dental Glasses and Glass ceramics, In: Advanced Ceramics for Dentistry, J. Z. Shen, ve ark. 12.(ch.)

SAKAGUCHI R. L. PJM. (2012) Craig's Restorative Dental Materials. 13 ed. s: 267.

SCHAEFER O, KUEPPER H, THOMPSON GA, CACHOVAN G, HEFTI AF and GUENTSCH A. (2013) Effect of CNC-milling on the marginal and internal fit of dental ceramics: a pilot study. Dent Mater,29,851-858.

SCHERRER SS and DE RIJK WG. (1992) The effect of crown length on the fracture resistance of posterior porcelain and glass-ceramic crowns. Int J Prosthodont,5,550-557.

SCHERRER SS and DE RIJK WG. (1993) The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. Int J Prosthodont,6,462-467.

SCHERRER SS, QUINN GD and QUINN JB. (2008) Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. Dent Mater,24,1107-1113.

SCHERRER SS, QUINN JB and QUINN GD.(2009) Fractography of dental restorations, in: (Ed.)^(Eds.), Key Engineering Materials, Trans Tech Publ. pp. 72-80.

SCHERRER SS, QUINN JB, QUINN GD and KELLY JR. (2006) Failure analysis of ceramic clinical cases using qualitative fractography. Int J Prosthodont,19,185-192.

SCHERRER SS, QUINN JB, QUINN GD and WISKOTT HW. (2007) Fractographic ceramic failure analysis using the replica technique. Dent Mater,23,1397-1404.

SHAHRBAF S, VAN NOORT R, MIRZAKOUCHAKI B, GHASSEMIEH E and MARTIN N. (2014) Fracture strength of machined ceramic crowns as a function of tooth preparation design and the elastic modulus of the cement. Dent Mater,30,234-241.

SHEARER AC, HEYMANN HO and WILSON NH. (1993) Two ceramic materials compared for the production of CEREC inlays. *J Dent*,21,302-304.

SHEN JZ and KOSMAC T. (2014a) *Advanced Ceramics for Dentistry*. 1 ed. s: 106,107.

SHEN JZ and KOSMAC T. (2014b) *Advanced Ceramics for Dentistry*. 1 ed. s: 265.

SINDEL J, PETSCHERT A, GRELLNER F, DIERKEN C and GREIL P. (1998) Evaluation of subsurface damage in CAD/CAM machined dental ceramics. *J Mater Sci Mater Med*,9,291-295.

SIRONA. (2009) Sirona introduces CEREC AC powered By Bluecam. http://www.inlab.com/uploads/pdf/PR_CEREC_AC_Final4.pdf.

SKOURIDOU N, POLLINGTON S, ROSENTRITT M and TSITROU E. (2013) Fracture strength of minimally prepared all-ceramic CEREC crowns after simulating 5 years of service. *Dent Mater*,29,e70-77.

SORNSUWAN T, ELLAKWA A and SWAIN MV. (2011) Occlusal geometrical considerations in all-ceramic pre-molar crown failure testing. *Dent Mater*,27,1127-1134.

SORRENTINO R, TRIULZIO C, TRICARICO MG, BONADEO G, GHERLONE EF and FERRARI M. (2016) In vitro analysis of the fracture resistance of CAD-CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *J Mech Behav Biomed Mater*,61,328-333.

STUDART AR, FILSER F, KOCHER P and GAUCKLER LJ. (2007) In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. *Biomaterials*,28,2695-2705.

SUÁREZ MJ, LOZANO JF, SALIDO MP and MARTINEZ F. (2004) Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *International Journal of Prosthodontics*,17,35-38.

SUNDH A and SJOGREN G. (2004) A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*,31,682-688.

SUNDH A, MOLIN M and SJOGREN G. (2005) Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*,21,476-482.

TAMAC E, TOKSAVUL S and TOMAN M. (2014) Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent*,112,909-913.

TANJA LUBE RD. (2014) Mechanical Properties and Reliability of Advanced Ceramics, In: *Advanced Ceramics for Dentistry*, J. Z. S. a. T. Kosmac 9.(ch.)

TASKONAK B, MECHOLSKY JJ, JR. and ANUSAVICE KJ. (2006) Fracture surface analysis of clinically failed fixed partial dentures. *J Dent Res*,85,277-281.

THOMPSON JY, ANUSAVICE KJ, NAMAN A and MORRIS HF. (1994) Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res*,73,1824-1832.

THOMPSON VP and REKOW DE. (2004) Dental ceramics and the molar crown testing ground. *J Appl Oral Sci*,12,26-36.

TINSCHERT J, ZWEZ D, MARX R and ANUSAVICE KJ. (2000) Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*,28,529-535.

TSAI YL, PETSCHPE PE, ANUSAVICE KJ and YANG MC. (1998) Influence of glass-ceramic thickness on Hertzian and bulk fracture mechanisms. *Int J Prosthodont*,11,27-32.

TSITROU EA, HELVATJOGLU-ANTONIADES M and VAN NOORT R. (2010) A preliminary evaluation of the structural integrity and fracture mode of minimally prepared resin bonded CAD/CAM crowns. *J Dent*,38,16-22.

TSUKUMA K and SHIMADA M. (1985) Hot isostatic pressing of Y₂O₃-partially stabilized zirconia. Am. Ceram. Soc. Bull.:(United States),64.

TUNTIPRAWON M and WILSON PR. (1995) The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. Aust Dent J,40,17-21.

VAGKOPOULOU T, KOUTAYAS SO, KOIDIS P and STRUB JR. (2009) Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. Eur J Esthet Dent,4,130-151.

VAN DER ZEL JM, VLAAR S, DE RUITER WJ and DAVIDSON C. (2001) The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. J Prosthet Dent,85,261-267.

VITA. (2009), Erişim: [<https://www.vita-zahnfabrik.com/pt/VITABLOCS-Mark-II-25039,27568.html>], Erişim tarihi: 11.01.17.

VULT VON STEYERN P, EBBESSON S, HOLMGREN J, HAAG P and NILNER K. (2006) Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. J Oral Rehabil,33,682-689.

WAKABAYASHI N and ANUSAVICE KJ. (2000) Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. J Dent Res,79,1398-1404.

WANG Y, KATSUBE N, SEGHI RR and ROKHLIN SI. (2007) Statistical failure analysis of adhesive resin cement bonded dental ceramics. Eng Fract Mech,74,1838-1856.

WEBBER B, MCDONALD A and KNOWLES J. (2003) An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. J Prosthet Dent,89,154-160.

WIEDERHORN S. (1967) Influence of Water Vapor on Crack Propagation in Soda-Lime Glass. *Journal of the American Ceramic Society*,50,407-414.

WOOD KC, BERZINS DW, LUO Q, THOMPSON GA, TOTH JM and NAGY WW. (2006) Resistance to fracture of two all-ceramic crown materials following endodontic access. *J Prosthet Dent*,95,33-41.

YANG R, AROLA D, HAN Z and ZHANG X. (2014) A comparison of the fracture resistance of three machinable ceramics after thermal and mechanical fatigue. *J Prosthet Dent*,112,878-885.

YIN L, SONG X-F, SONG Y-L, HUANG T and LI J. (2006) An overview of in vitro abrasive finishing & CAD/CAM of bioceramics in restorative dentistry. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*,46,1013-1026.

YOUNGSON CC and BARCLAY CW. (2000) A pilot study of intraoral temperature changes. *Clin Oral Investig*,4,183-189.

YÖNDEM İ and AYKENT F. (2008) Bilgisayar Destegi İle Hazırlanan Dental Seramikler (CAD/CAM). *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*,32,79-86.

YUCEL MT, YONDEM I, AYKENT F and ERASLAN O. (2012) Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. *Clin Oral Investig*,16,1105-1110.

ZAHARAN M, EL-MOWAFY O, TAM L, WATSON PA and FINER Y. (2008) Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *J Prosthodont*,17,370-377.

ZAIMOĞLU A and CAN G. (2011) *Sabit Protezler*. 2 ed., Ankara. s: 120.

ZHANG GM, SATISH KG and KO WK. (1994) The mechanics of material removal mechanisms in machining ceramics. Technical report TR 94-22r1. Institute for Systems Research (NIST) Maryland.

ZHANG Y and LAWN B. (2004) Long-term strength of ceramics for biomedical applications. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*,69,166-172.

ZHANG Y and KIM JW. (2009) Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations. *Dent Mater*,25,781-790.

ZHANG Y, SONG JK and LAWN BR. (2005) Deep-penetrating conical cracks in brittle layers from hydraulic cyclic contact. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*,73,186-193.

ZHAO K, WEI YR, PAN Y, ZHANG XP, SWAIN MV and GUESS PC. (2014) Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. *Dent Mater*,30,164-171.

6 ÖZGEÇMİŞ

Merve ARSLAN, 11.10.1989 Ankara doğumludur. İlk ve orta öğrenimini Ankara'da Vildan Nurettin Demirer İlköğretim Okulu'nda ve Ümitköy Anadolu Lisesi'nde tamamladı. 2007 yılında girdiği Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2012 yılında mezun oldu. 2013 yılı DUS-ilkbahar sınavında Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başladı. Yabancı dili İngilizcedir.