

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**FARKLI TEK SEANS TAM SERAMİK CAD/CAM
BLOKLARDAN HAZIRLANAN KURON PROTEZLERİNİN
KIRILMA DAYANIMININ İNCELENMESİ**

CANSU BİLGİNER

**DANIŞMAN
PROF. DR. GÖKHAN AKGÜNGÖR**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2017

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fakültesi, Protetik Diş Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Programında Programında Doktora öğrencisi **Cansu Bilginer** tarafından **Prof. Dr. Gökhan Akgüngör'** ün danışmanlığında hazırlanan **"Farklı Tek Seans Tam Seramik CAD/CAM Bloklardan Hazırlanan Kuron Protezlerinin Kırılma Dayanımının İncelenmesi"** başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından **24 /03/ 2017** tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Gökhan AKGÜNGÖR
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri

Prof. Dr. Murat AYDIN
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri

Prof. Dr. Gülten SINMAZIŞIK
Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu

Jüri

Prof. Dr. Erdal EROĞLU
Okan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri

Yard. Doç. Dr. Ceyhan CANPOLAT
Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

CANSU BİLGİNER

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübesini benimle paylaşan, desteğini ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanım sayın Prof. Dr. Gökhan AKGÜNGÖR'e,

Doktora eğitimim boyunca katkılarından dolayı değerli Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine ve sevgili çalışma arkadaşlarıma,

Örneklerin CNC torna tezgahında prepare edilmesi ve kırılma testinin uygulanmasındaki desteklerinden dolayı sevgili dedem Hasan DÖNMEZ'e ve Dönmez DEBRİYAJ üyelerine, CAD modülünde katı model oluşturulmasındaki yardımlarından dolayı AR-GE mühendisi Koray GEÇİCİ'ye, universal test cihazının kullanımı ve testin uygulanması sırasında bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan AR-GE mühendisi Erhan IŞIKVER'e ve tekniker Ahmet MERDAN'a,

Kuron protezlerinin hazırlanmasında yardımcı olan Creadent diş laboratuvarı'na ve Murat ÇAKMAK'a,

Deney örneklerimin hazırlanmasında yardımcı olan Gülsen YETEN'e ve Aydan BOZTUNA'ya,

Hayatım boyunca her anlamda bana sonsuz destek veren, her zaman yanımda olan ve anlayış gösteren sevgili aileme,

Desteğini ve sevgisini her zaman yanımda hissettiğim, her konuda sonsuz sabır gösterip beni cesaretlendiren ve hayatımı anlamlandıran Serhan KILIÇ'a

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 52071

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ	Xİ
SEMBOLLER/KISALTMALAR LİSTESİ	XV
ÖZET	XVI
ABSTRACT.....	XVII
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. CAD/CAM Sistemleri.....	3
2.1.1. Cerec Sistemi	5
2.1.1.1. Veri Alma (Optik Ölçü).....	5
2.1.1.2. Restorasyonun Tasarımı (Yazılım).....	9
2.1.1.3. Üretim (Kazıma-Freze Ünitesi)	11
2.1.2. Cerec Sisteminde Kullanılan Bloklar	12
2.1.2.1. Cerec Bloc.....	14
2.1.2.2. Cerec Bloc PC.....	16
2.1.2.3. IPS Empress CAD	18
2.1.2.4. IPS e.max CAD.....	21
2.1.2.5. Rosetta	24
2.1.2.6. Lava Ultimate	25

2.1.2.7. Vita Enamic	28
2.1.2.8. Vita Suprinity.....	30
2.2. Tam seramiklerin Kırılma Dayanımı ve Dayanıklılığı Tespit Yöntemleri.....	32
2.2.1. Mekanik Testler	35
2.2.1.1.Kırılma Testleri.....	36
2.2.2. Kırık Yüzeyi Analiz Yöntemleri.....	37
2.2.2.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	39
3.1. Kullanılan Materyaller ve Cihazlar.....	39
3.2. Dişlerin Hazırlanması	43
3.3. Çalışma Gruplarının Oluşturulması	49
3.4. Cerec Sistemi ile Kuron Protezlerinin Hazırlanması.....	50
3.4.1. Optik Ölçünün Alınması.....	50
3.4.2. Restorasyon Tasarımı	54
3.4.3. Restorasyonların Üretimi.....	59
3.5. Vita Suprinity Örneklerin Kristalizasyon Fırınlanması	61
3.6. IPS e.max CAD ve Rosetta Örneklerin Kristalizasyon Fırınlanması	62
3.7. Restorasyonların Polisaj ve Glazür Aşaması.....	64
3.8. Kuron Restorasyonlarının Simantasyonu	67
3.8.1. Diş Yüzeylerinin Hazırlanması.....	67
3.8.2. Kuron Restorasyonlarının İç Yüzeyinin Hazırlanması	69
3.8.3. Reçine Simanın Uygulanması.....	72
3.9. Kırılma Dayanımı Testinin Uygulanması.....	76
3.10. Kırık Tipi Analizi.....	79
4. BULGULAR.....	80
4.1. Kırılma Dayanımı Testi Bulguları	80

4.2. SEM Görüntüleri.....	88
5. TARTIŞMA.....	96
KAYNAKLAR.....	118
ETİK KURUL KARARI.....	142
ÖZGEÇMİŞ.....	146



TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Cerec Bloc kimyasal içeriği	16
Tablo 2-2: IPS Empress CAD kimyasal içeriği	19
Tablo 2-3: IPS e.max CAD kimyasal içeriği	24
Tablo 2-4: Lava Ultimate kimyasal içeriği	28
Tablo 2-5: Vita Enamic kimyasal içeriği	29
Tablo 2-6: Vita Suprinity kimyasal içeriği	32
Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan materyaller.....	39
Tablo 3-2: Çalışmada kullanılan cihazlar	42
Tablo 3-3: Çalışma grupları.....	49
Tablo 3-4: Premolar kuron restorasyonu için üretici firmaların önerdiği seramik kalınlık miktarları.....	58
Tablo 3-5: Vita Suprinity örneklerin kristalizasyon fırınlama ısıları	62
Tablo 3-6: IPS e.max CAD ve Rosetta örneklerin kristalizasyon fırınlama süreleri ve sıcaklıkları.....	63
Tablo 3-7: Cerec Bloc ve Cerec Bloc PC glazür fırınlaması süreleri ve sıcaklıkları	64
Tablo 3-8: IPS Empress CAD glazür fırınlaması süreleri ve sıcaklıkları.....	64
Tablo 3-9: IPS e.max CAD ve Rosetta glazür fırınlaması süreleri ve sıcaklıkları	65
Tablo 3-10: Vita Suprinity glazür fırınlaması süreleri ve sıcaklıkları	65
Tablo 3-11: Bloklara göre hidroflorik asit ve silan uygulama süreleri.....	70
Tablo 4-1: Gruplar arası kırılma dayanımı ortalamalarının değerlendirilmesi.....	80
Tablo 4-2: Verilerin normal dağılıma uygunluğunun değerlendirilmesi (Shapiro Wilks ve Kolmogorov Smirnov testi)	81
Tablo 4-3: Varyansların homojenliğinin test edilmesi	82
Tablo 4-4: Farklı seramik gruplarının kırılma dayanımlarının tek yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi	82

Tablo 4-5: Gruplar arasında kırılma dayanımı farklılıklarının Tukey HSD testi ile değerlendirilmesi	84
Tablo 4-6: Farklı seramik grupları arasında kırılma dayanımı farklılıkları.....	85
Tablo 4-7: Burke sınıflaması kırık tiplerine göre grupların dağılımı	86



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Triangulasyon denklemi.....	6
Şekil 2-2: Cerec Omnicam ve inLab tarayıcı.....	9
Şekil 2-3: Cerec MC XL freze ünitesi	11
Şekil 2-4: Cerec Bloc blok örneği.....	16
Şekil 2-5: Cerec Bloc PC blok örneği.....	17
Şekil 2-6: Restorasyonun tasarım aşamasında blok içinde konumlandırılması.....	17
Şekil 2-7: IPS Empress CAD blok örneği	19
Şekil 2-8: IPS e.max CAD blok örneği.....	23
Şekil 2-9: Rosetta blok örneği	25
Şekil 2-10: Lava Ultimate blok örneği	26
Şekil 2-11: Vita Enamic blok örneği	29
Şekil 2-12: Vita Suprinity blok örneği.....	31
Şekil 2-13: Stress-Strain eğrisi (Caputo ve Standlee 1987).....	34
Şekil 3-1: Dişlerin dijital kumpas ile ölçülmesi.....	43
Şekil 3-2: Dişlerin ultrasonik scaler ile temizlenmesi	43
Şekil 3-3: Dişlerin silikon kalıp ile otopolimerizan akrilik reçine içine gömülmesi	45
Şekil 3-4: Akrilik reçine içine gömülen dişlerin görünümü	44
Şekil 3-5: Hazırlanan 80 adet dişin görünümü	45
Şekil 3-6: 3 boyutlu diş preparasyon modelinin tasarım aşamaları (şablon oluşturulması, boyutların ve açılarının belirlenmesi)	46
Şekil 3-7: Diş preparasyon modelinin son hali	47
Şekil 3-8: CNC torna tezgahı.....	47
Şekil 3-9: Dişlerin CNC torna tezgahında kesimi	47
Şekil 3-10: CNC torna tezgahında kesimi tamamlanan dişlerin görünümü	48

Şekil 3-11: Dişlerin inEos tarayıcı tablasına yerleştirilmesi.....	50
Şekil 3-12: Sirona inEos X5 inLab tarayıcı	50
Şekil 3-13: Cerec inLab yazılımında yeni hasta kartı açma	51
Şekil 3-14: Freze ünitesinin seçimi.....	51
Şekil 3-15: Blok materyalinin seçimi	52
Şekil 3-16: Diş numarası ve restorasyon tipinin işaretlenmesi.....	53
Şekil 3-17: Diş yüzeyinin yansıtıcı sprey toz ile kaplanması	53
Şekil 3-18: Dijital ölçünün alınması	53
Şekil 3-19: Optik ölçünün tamamlanması ve sisteme kaydedilmesi	54
Şekil 3-20: Modelin düzenlenmesi	54
Şekil 3-21: Dişin ark üzerinde konumlandırılması	55
Şekil 3-22: Aksın ayarlanması.....	56
Şekil 3-23: Preparasyon marjinlerinin çizilmesi.....	56
Şekil 3-24: Giriş yolunun ayarlanması	57
Şekil 3-25: Yazılımın otomatik olarak verdiği dizayn modeli	57
Şekil 3-26: Restorasyon parametrelerinin belirlenmesi.....	59
Şekil 3-27: Restorasyonun blok içinde konumlandırılması.....	60
Şekil 3-28: inLab MC XL freze ünitesi	60
Şekil 3-29: Bloğun freze ünitesine yerleştirilmesi ve su soğutması altında freze edilmesi.....	60
Şekil 3-30: Vita Suprinity örneğin freze sonrası görünümü ve Vita Vacumat fırınına yerleştirilmesi.....	61
Şekil 3-31: Vita Suprinity örneğin kristalizasyon öncesi ve sonrası görünümü.....	61
Şekil 3-32: Programat P300 fırınına yerleştirilen örneklerin görünümü	63
Şekil 3-33: IPS e.max CAD ve Rosetta örneklerin kristalizasyon öncesi ve sonrası görünümü	63

Şekil 3-34: Polisaj ve glazürü tamamlanmış restorasyonların görünümü	66
Şekil 3-35: Polisaj ve glazürü tamamlanmış 80 adet restorasyonun görünümü	66
Şekil 3-36: Kron restorasyonu ve diş yüzeyinin simantasyona hazırlanması.....	67
Şekil 3-37: Diş yüzeyinin hazırlığında kullanılan asit ve bonding ajan, diş yüzeyine asit uygulanması	68
Şekil 3-38: Diş yüzeyine bonding ajan uygulanması ve led ışık cihazıyla polimerizasyonu.....	68
Şekil 3-39: Seramik yüzey hazırlığında kullanılan hidroflorik asit ve silan ajanı	69
Şekil 3-40: Seramik yüzeylerine hidroflorik asit uygulanması	70
Şekil 3-41: Seramik yüzeylerine silan ajanı uygulanması	71
Şekil 3-42: Lava Ultimate blokların iç yüzey hazırlığında kullanılan kumlama cihazı .	71
Şekil 3-43: Simantasyonda kullanılan reçine siman ajanı	72
Şekil 3-44: Reçine simanın hazırlanması.....	72
Şekil 3-45: Reçine simanın karıştırılması ve kron içine yerleştirilmesi	73
Şekil 3-46: Simantasyon düzeneği.....	73
Şekil 3-47: Örneklerin simantasyon düzeneğine yerleştirilmesi	74
Şekil 3-48: Simantasyonda kullanılan led ışık cihazı	74
Şekil 3-49: Reçine simanın polimerizasyonu	75
Şekil 3-50: Simantasyonu tamamlanmış 80 adet örneğin görünümü	75
Şekil 3-51: Kırılma dayanımı testinde kullanılan universal test cihazı	76
Şekil 3-52: Kırılma dayanımı testinde kullanılan kırıcı ucun görünümü	77
Şekil 3-53: Örnek ve kırıcı ucun test cihazına sabitlenmesi	77
Şekil 3-54: Test cihazında yükleme anı başlangıcı.....	78
Şekil 3-55: Test cihazında örneğin kırılma anı öncesi görünümü	78
Şekil 3-56: Altın püskürtme cihazı ve taramalı elektron mikroskobu	79
Şekil 4-1: Kırılma dayanımı bulgularının grafiksel olarak gösterimi.....	81

Şekil 4-2: Kırılma tipleri.....	87
Şekil 4-3: Cerec Bloc Tip II kırık görünümü.....	88
Şekil 4-4: Cerec Bloc Tip II kırık SEM görüntüsü.....	88
Şekil 4-5: Cerec Bloc PC Tip II kırık görünümü.....	89
Şekil 4-5: Cerec Bloc PC Tip II kırık SEM görüntüsü	89
Şekil 4-6: IPS Empress CAD Tip II kırık görünümü.....	90
Şekil 4-7: IPS Empress CAD Tip II kırık SEM görüntüsü.....	90
Şekil 4-8: IPS e.max CAD Tip V kırık görünümü	91
Şekil 4-9: IPS e.max CAD Tip V kırık SEM görüntüsü.....	91
Şekil 4-10: Rosetta Tip V kırık görünümü	92
Şekil 4-11: Rosetta Tip V kırık SEM görüntüsü.....	92
Şekil 4-12: Vita Suprinity Tip V kırık görünümü.....	93
Şekil 4-13: Vita Suprinity Tip V kırık SEM görüntüsü.....	93
Şekil 4-14: Vita Enamic Tip I kırık görünümü.....	94
Şekil 4-15: Vita Enamic Tip I kırık SEM görüntüsü	94
Şekil 4-16: Lava Ultimate Tip I kırık görünümü	95
Şekil 4-17: Lava Ultimate Tip I kırık SEM görüntüsü	95

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

CAD/CAM: Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim

SEM: Taramalı elektron mikroskobu

ISO: Uluslararası standartlar örgütü

CNC: Computer Numeric Control

UDMA: Üretan dimetakrilat

TEGDMA: Trietilen glikol glisidil dimetakrilat

Bis-GMA: Bisfenol A glisidil dimetakrilat

Bis-EMA: Bisfenol A glisidil dimetakrilat etoksilat

ZrO₂: Zirkonyum dioksit

Al₂O₃: Aluminyum oksit

MPa: Megapaskal

GPa: Gigapaskal

mm: Milimetre

µm: mikrometre

nm: nanometre

N: Newton

ÖZET

BİLGİNER, C. (2017). Farklı Tek Seans Tam Seramik CAD/CAM Bloklardan Hazırlanan Kuron Protezlerinin Kırılma Dayanımının İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Amaç:

Diş hekimliğinde kullanılan seramik materyallerin en büyük dezavantajı kırılma dayanımlarının düşük olmasıdır. Günümüzde mekanik özellikleri geliştirilmiş, yeni tam seramik CAD/CAM bloklar piyasaya sürülmüştür. Bu çalışmanın amacı yeni geliştirilen CAD/CAM bloklar ile geleneksel CAD/CAM bloklardan hazırlanan kuron protezlerinin kırılma dayanımının karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

Gereç ve Yöntem:

80 adet çekilmiş insan küçük azı dişi CNC torna tezgahında standart olarak prepare edildi. Prepare edilen dişler 10'ar örnekten oluşan gruplara ayrılarak, 8 farklı CAD/CAM bloktan (Cerec Bloc, Cerec Bloc PC, IPS Empress CAD, IPS e.max CAD, Rosetta, Vita Suprinity, Vita Enamic, Lava Ultimate) kuron protezleri hazırlandı. Kuron protezleri prepare edilen dişler üzerine reçine siman ile simante edildi. Örnekler Universal test cihazı Zwick Roell Z050 ile 0,5 mm/dk yükleme hızıyla kırılma testine tabi tutuldu. Kırılan örnekler Burke sınıflaması kırık tiplerine göre gruplandı. Her grup için en sık görülen kırık tipi taramalı elektron mikroskopunda (SEM) incelendi. Elde edilen veriler istatistiksel olarak tek yönlü varyans analizi ve Tukey HSD testi ile değerlendirildi.

Bulgular:

Çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre en yüksek kırılma dayanımı değerleri Vita Suprinity, IPS e.max CAD ve Rosetta gruplarında bulunmuştur. Bu 3 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamazken, kırılma dayanımı değerleri diğer gruplardan anlamlı derecede yüksektir. Lava Ultimate ve IPS Empress CAD arasında anlamlı bir fark bulunamazken, bu 2 grup; Cerec Bloc, Cerec Bloc PC ve Vita Enamic gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Cerec Bloc, Cerec Bloc PC ve Vita Enamic arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Anahtar Kelimeler : CAD/CAM, kırılma dayanımı, tam seramik, SEM, in vitro

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 52071

ABSTRACT

BİLGİNER, C. (2017). The Investigation of Fracture Strength of Crown Prosthesis Prepared by Different Chair-side All-Ceramic CAD/CAM Blocks. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Project. İstanbul.

Purpose:

The most important disadvantage of ceramic materials used in dentistry is their low fracture strength. Today, new all ceramic CAD/CAM blocks are into the market which have improved mechanical properties. This study aims to investigate comparatively the fracture strength of crown prosthesis which are prepared by recently developed CAD/CAM blocks and conventional CAD/CAM blocks.

Material and Method:

80 pieces of extracted human premolar teeth were prepared on CNC counter. The prepared teeth were divided into groups consisting of 10 specimens and crown prosthesis were prepared by 8 different CAD/CAM blocks (Cerec Bloc, Cerec Bloc PC, IPS Empress CAD, IPS e.max CAD, Rosetta, Vita Suprinity, Vita Enamic, Lava Ultimate). Crown prosthesis are cemented on prepared teeth with resin cement. Samples are subject to fracture strength test with a 0,5 mm/sec load speed by universal test device Zwick Roell Z050. Fractured samples are grouped according to Burke classification fracture types. Most frequently observed fracture type of each group is examined under scanning electron microscope (SEM). Results are statistically analyzed by one-way analysis of variance (ANOVA) and Turkey HSD test.

Results:

The statistical analysis revealed that the highest fracture strength values were observed in Vita Suprinity, IPS e.max CAD and Rosetta groups. Nevertheless, there has been statistically no significant difference between these 3 groups and they have statistically higher values compared to other groups. There is no significant difference was observed between Lava Ultimate and IPS Empress CAD groups. It has been found that these two groups have significantly higher values compared to Cerec Bloc, Cerec Bloc PC and Vita Enamic groups. There is no statistically significant difference was observed between Cerec Bloc, Cerec Block PC and Vita Enamic.

Key Words : CAD/CAM, fracture strength, all ceramic, SEM, in vitro

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No: 52071

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Tam seramikler üstün estetik özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan materyaller haline gelmiştir (McLean 1980; Messer ve ark. 2003). Tam seramiklerin bu olumlu özelliklerine rağmen, en büyük dezavantajı kırılma dayanımlarının düşük olmasıdır. Seramikleri güçlendirmek ve kırılma dayanımını azaltmak amacıyla günümüze kadar birçok farklı kimyasal yapıya ve üretim tekniğine sahip seramik materyali piyasaya sürülmüştür. Günümüzde hasta başında, tek seansta üretime imkan sağlayan CAD/CAM sistemlerinin yaygınlaşmasıyla, araştırmalar bu sistemlerde kullanıma uygun farklı seramik materyaller geliştirmek üzerine yoğunlaşmıştır (Mörmann 2006; Fasbinder 2010b; Davidowitz ve ark. 2011).

CAD/CAM sistemlerinde ilk olarak kullanılan bloklar, düşük kırılma dayanımına sahip feldspatik seramikten üretilmiştir. Daha sonra mekanik özellikleri geliştirmek ve posterior bölgede kullanımı sağlamak amacıyla çeşitli kristallerle güçlendirilmiş seramik bloklar piyasaya sürülmüştür (Ritter 2010; Damanhoury 2015). Bu seramik sistemler; lösit kristalleriyle güçlendirilmiş seramik IPS Empress CAD, lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik IPS e.max CAD ve Rosetta, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik Vita Suprinity bloklardır (Zimmermann ve ark. 2012; Rinke ve ark. 2016). Bununla birlikte seramiğin elastiklik modülünün düşürülerek kırılma dayanımının önüne geçilebileceği düşüncesiyle nanoseramik (Lava Ultimate) ve hibrit seramik (Vita Enamic) bloklar geliştirilmiştir (Fasbinder 2010b; Belli ve ark. 2017). Günümüzde güncel olarak kullanılan bu seramik sistemlerinden feldspatik seramikler, lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin kırılma dayanımları ile ilgili yapılmış birçok araştırma mevcuttur. Ancak mekanik özellikleri iyileştirmek amacıyla yeni geliştirilen zirkonya infiltre lityum silikat seramikler, nanoseramikler ve hibrit seramikler hakkında sınırlı sayıda literatür çalışması bulunmaktadır. Bu yeni malzemelerin in vitro ortamda kırılma dayanımlarının incelendiği ve geleneksel seramiklerle karşılaştırıldığı daha çok çalışma yapılmalıdır.

Bu çalışmanın amacı farklı tek seans tam seramik CAD/CAM bloklardan hazırlanan kuron protezlerinin kırılma dayanımının in vitro ortamda karşılaştırmalı olarak incelenmesidir. Bu amaçla içerisinde Cerec Bloc (Sirona, Bensheim, Almanya), Cerec Bloc PC (Sirona Bensheim,Almanya), IPS Empress CAD (Ivoclar, Vivadent,

Schaan, Liechtenstein), IPS e.max CAD (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Rosetta (HASS, Gang won-do, Kore), Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), Vita Enamic (Vita, Bad Sackingen, Almanya) ve Lava Ultimate'in (3M ESPE, Seefeld, Almanya) bulunduğu 8 farklı CAD/CAM bloktan üretilen kuron protezlerinin mekanik olarak kırılma dayanımının test edilmesini takiben, sonuçlar istatistiksel olarak değ erlendirilecektir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM, ‘Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing’ kelimelerinin baş harflerinin kısaltılmış hali olup bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim anlamına gelmektedir. Optik tarayıcılar aracılığıyla toplanan verilerin bilgisayar yazılımı kullanılarak, üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesi esasına dayanmaktadır (O’Brien 2002). İlk olarak 1960’lı yıllarda hava taşıtları ve otomotiv endüstrisinde kullanılmaya başlanmıştır. Zamanla insan hayatının birçok yönünde kullanım alanı bulan bu yöntem tıp ve diş hekimliğinde de yerini almıştır (Hickel ve ark. 1997; Mehl ve ark. 1999). CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliğine girmesinde Fransa’da Dr. François Duret, İsviçre’de Werner Mörmann, Amerika Birleşik Devletleri’nde Dianne Rekow, İsveç’te ise Matts Andersson önemli rol oynamışlardır.

Dr. Duret 1971 yılının başlarında optik ölçü ve kazıma ünitesi içeren ilk dental CAD/CAM cihazını geliştirmiştir. İlk dental CAD/CAM restorasyonunu ise Fransız Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi’nde eşine 1 saatten daha kısa bir sürede kuron restorasyonu yaparak gerçekleştirmiştir. Dr. Duret daha sonra Sopha sistemini geliştirmiştir. Bu sistem çok karmaşık ve pahalı olduğu için başarılı olamamıştır (Duret 1988).

1977 yılında Young ve Altschuler optik ekipmanlar kullanarak ağız içinin haritasını çıkaracak bir sistem fikrini ortaya atmışlardır (Young ve Altschuler 1977).

Dr. Mörmann, elektrik mühendisi olan Dr. Marco Brandestini’nin yardımıyla ilk ticari CAD/CAM cihazını geliştirmiştir. 1985 yılında optik ölçü ve freze ünitesiyle ilk inley restorasyonunu üretmişlerdir. Bu cihaza Ceramic Reconstruction kelimelerinin kısaltılmış hali olan CEREC adını vermişlerdir (Williams 1987; Magnuson ve ark. 1991; Otto 1991).

Günümüzde CAD/CAM sistemleri, çoğu dental laboratuvarlarda ve klinikte hasta başında gerçekleştirilen uygulamalarda kullanılmaktadır. CAD/CAM sistemlerinde inley, onley, kuron, laminate veneer , sabit bölümlü protezler, implant abutmentleri, implant cerrahisinde kullanılan stentler yapılabilmektedir. Aynı zamanda ortodonti alanında da kullanımı vardır (Williams ve ark. 2006; Bibb ve ark 2006; Chen

ve ark. 1997; Davidowitz 2011). CAD/CAM sistemlerinin avantajları arasında; yüksek kalite ve dayanımda, uniform özellikte materyal işlenmesine olanak tanınması, restorasyon kalınlığı, siman aralığı ve kontakt noktaları gibi parametrelerin kontrolünün kolaylığı, geleneksel ölçü yöntemlerini elimine ederek laboratuvar kaynaklı hataları ortadan kaldırması ve daha kolay, daha hızlı ve seri diş restorasyonları elde edilmesi sayılabilir (Fasbinder 2006; Jedynakiewicz ve Martin 2001). CAD/CAM teknolojisi bazı vakalarda restorasyonların aynı seans bitirilmesine de olanak tanır.

CAD/CAM sistemleri ile restorasyon üretimi, klinikte ya da laboratuvar da gerçekleştirilmektedir. Restorasyonun klinikte diş hazırlığı ile aynı seansta üretildiği teknik “chair- side concept” olarak isimlendirilir. Direkt yöntemin avantajı tüm işlemin tek seansta tamamlanarak zamandan tasarruf sağlamasıdır. Eğer restorasyon indirekt olarak laboratuvar ortamında üretilirse bu “lab-side concept” olarak ifade edilir (Mörmann 1991; Mehl ve ark. 1999).

Günümüzde kullanılan başlıca CAD/CAM sistemlerinden bazıları:

- Cerec (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Lava (3M ESPE, Seefeld, Almanya)
- Planmeca Planscan/Planmill (E4D Technologies, Texas, ABD)
- Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- Cercon (Degudent, Frankfurt, Almanya)
- Everest (Kavo, Leutkirch, Almanya)
- Digident (Digident, Pforzheim, Almanya)

2.1.1. Cerec Sistemi

Cerec sistemi CAD/CAM sistemleri arasında en yaygın olarak kullanılan ve ilk geliştirilen sistemlerden biridir. Üretim aşamalarının tümü klinikte, tek seansta uygulanabilen ilk sistemdir. İlk prototipi 1985 yılında geliştirilmiştir. Daha sonra sırasıyla Cerec 1, Cerec 2, Cerec 3, Cerec 3D, Cerec inLab, Cerec AC, Cerec 4 ve Cerec Omnicam olarak piyasaya sürülmüş ve sisteme birçok yenilik eklenmiştir. Günümüzde Sirona Dental Sistemleri (Bensheim, Germany) firması tarafından üretilmektedir (Christensen 2001; Mörmann ve Bindl 2002; Otto ve De Nisco 2002). Cerec ile restorasyon üretimi 3 temel aşamadan oluşmaktadır:

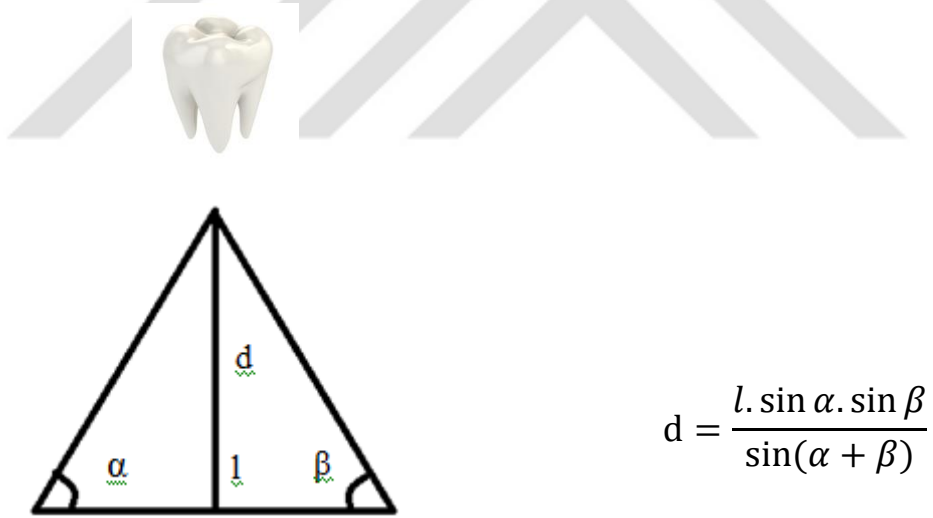
- 1-Verilerin alınması (Optik ölçü)
- 2- Restorasyonun tasarımı (Yazılım)
- 3- Üretim (Kazıma- freze ünitesi)

2.1.1.1. Veri Alma (Optik Ölçü)

Cerec sisteminde optik ölçü direkt veya indirekt yöntem olmak üzere iki şekilde alınmaktadır. Direkt yöntemde klinisyenin diş hazırlığını tamamlamasını takiben, özel optik kameralar yardımıyla preparasyon alanı, komşu dişler ve okluzyonun geometrisi ağız ortamından alınıp, bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. İndirekt yöntemde ise; ağız içerisinden geleneksel yöntemlerle elde edilen ölçüden bir alçı model hazırlanır ve özel inlab tarayıcılar yardımıyla alçı model taratılarak bilgisayar ortamına aktarılır (Beuer ve ark. 2008; Miyazaki ve ark. 2009).

Direkt yöntemde kullanılan ağız içi kameralar, tasarım ünitesine entegre olarak bulunmaktadır. Kamerayla alınan görüntüler, bağlantılı olduğu tasarım ünitesindeki yazılıma aktarılır. Cerec sisteminde direkt optik ölçü almada başlıca üç kamera kullanılmıştır. Bunlar; Redcam, Bluecam ve Omnicam'dir. İndirekt yöntemde kullanılmak için ise; ayrı bir unite olarak inEos scanner sistemleri geliştirilmiştir. Bu sistemler masaüstü bir unite olarak tasarlanmıştır. Çalışma modelinin konumlandığı xy tablasından ve optik ölçüyü kaydeden dikey bir parçadan oluşmaktadır. Bu üniteye optik ölçüsü alınan modelin görüntüsü inlab tasarım ünitesindeki yazılıma aktarılır (Palin ve Burke 2005; Sirona 2014).

Cerec sisteminde ilk çıktığı günden bugüne birçok farklı kamera sistemi kullanılmıştır. Ancak bu kameraların çalışma prensibi tüm sistemlerde benzerlik gösterir ve triangulasyon teoremine dayanmaktadır. Triangulasyon teoreminin esası; bir noktanın uzaydaki konumunu, koordinatları bilinen başka iki noktaya olan uzaklığı ve yaptığı açılara göre hesaplamaya dayanmaktadır (Şekil 2-1). Bu üç noktanın uzayda oluşturduğu üçgende iki açının ve bir uzaklığın bilinmesi ile diğer tüm bileşenlerini hesaplamak mümkündür (Leinfelder ve ark. 1989). Cerec sistemindeki kameralarda birbirine uzaklığı bilinen bir ışık kaynağı ve sensör yer almaktadır. Işık kaynağının gönderdiği paralel ışık demetleri, diş üzerinden yansırarak sensör tarafından algılanmaktadır. Işık kaynağı ve sensörün bu ışık demetleriyle yaptığı açılardan yola çıkılarak dişin uzaydaki konumu tespit edilebilir. Mörmann 1983 yılında bu prensipten yararlanarak oluşturduğu basit optik ölçü düzeneğiyle, bir inley kavitesinin ölçüsünü alabilmiştir (Mörmann 2004; Seelbach ve ark. 2013).



Şekil 2-1: Triangulasyon denklemi

Cerec sistemindeki ilk optik kamera Redcam'dir. Redcam'de görüntü 840 nm dalga boyunda infrared ışıklar kullanılarak alınır. Diş yüzeyi ve yumuşak dokuları ışık yansıtma özellikleri yeterli olmadığından kamera algılayamamaktadır. Bu nedenle optik ölçü alınacak yüzeylerin opak yansıtıcı bir toz ile kaplanması gerekir (Leinfelder 1989). Bu amaçla titanyum dioksit içeren tozlar ve mavi renk pigmentlerinden oluşan yeni nesil tozlar kullanılmaktadır (Reiss 2006). Optik ölçü öncesinde, geleneksel

yöntemlerde olduğu gibi, ölçü alınacak yüzeyin su, kan, debris ve tükürükten izole edilmesi gerekir. Aksi halde istenmeyen yansımalar oluşacağı için optik ölçünün kalitesi bozulacaktır (Maesk 2005). İzolasyon yapıldıktan sonra yansıtıcı toz uygulaması yapılır. Yansıtıcı toz uygularken öncelikle komşu dişler ve yumuşak dokuların daha sonra okluzal yüzeyler ve diş kavitesinin tozla kaplanmasına dikkat edilir. Böylece ölçünün kat oluşturma riski en aza indirilmiş olur. Tozun optimum kalınlığı 40-60 µm olarak belirtilmiştir (Mörmann 2004).

Kameranin kontrolü ve görüntünün yakalanması ayak pedalı yardımıyla yapılır. Optik ölçü alma işleminde kamera okluzal düzleme paralel olarak tutulur. Kamera açıklığı 20 mm diş dizisini takip ederek birden çok optik ölçü alınması gerekir. Bu şekilde alınan ölçülerin yazılım tarafından birleştirilebilmesi için, her iki optik ölçü arasında %40 oranında bir çakışma olması gerekir. Ayrıca kameranın okluzal düzleme paralel olarak hareket etmesi, diş dizisinin ekvator hattı altında kalan kısımlarının ölçüsünü almak için yeterli değildir. Bu nedenle kameranın bukkal ve lingual yönlerde maksimum 25° açılarak destekleyici görüntülerin alınması gerekmektedir (Mörmann 2004; Mörmann 2006).

Daha sonra geliştirilen Bluecam teknolojisinde 470 nm dalga boyuna sahip mavi led ışık kullanılmaktadır. Işık dalga boyunun düşmesiyle, Redcam'de 1.4 cm olan algılama derinliği, Bluecam'de 4cm'ye çıkmıştır (Pieper 2009). Redcam harekete karşı çok duyarlı olduğundan ölçü alma sırasında kamera sabit olarak tutulmalıdır. Ölçü alma esnasında meydana gelen titreşimler görüntü kalitesini bozmaktadır. Bluecam'in titreşim kontrolü özelliği sayesinde bunun önüne geçilmiş ve ölçü alma işlemi kolaylaştırılmıştır. Redcam'de görüntü sadece manuel olarak alınabilirken, Bluecam'de optik ölçü hem manuel hem de otomatik olarak alınabilmektedir. Otomatik modda kamera diş dizisi üzerinde hareket ettirilerek, ayak pedalı kullanılmadan bir seri optik ölçü alınabilmektedir (Mehl ve ark. 2009; Müller 2010). Ancak Bluecam'de de Redcam'de olduğu gibi yansıtıcı toz kullanma gerekliliği vardır.

Mehl ve ark.'nın, Bluecam'in etkinliğini ölçtükleri bir çalışmada; 6 inley, 5 bölümlü kuron ve 6 tam kuron preparasyonunun konvansiyonel ölçüleri alınarak, alçı model elde edilmiş ve bu modeller lazer tarayıcıyla (Lazerscan 3d pro, Munich, Almanya) bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Preparasyonların optik ölçüleri ise Bluecam cihazı ile alınmıştır. Elde edilen çalışma ve kontrol grubu görüntüleri üst üste

getirilmiştir. Çalışmanın sonucunda Bluecam'in konvansiyonel kameraya göre daha başarılı sonuçlar verdiği belirtilmiştir (Mehl ve ark. 2009).

Son olarak geliştirilen kamera Omnicam'de ise yansıtıcı toz gereksinimi olmadan optik ölçü alınabilmektedir. Ölçü alma işlemi otomatik olarak başlamakta, kamera sabit tutulmadan taranacak olan yüzeyde hareket ettirilerek bir dizi video görüntü alınmaktadır (Şekil 2-2). Görüntünün bu şekilde kaydedilmesiyle önceki sistemlerdeki titreşim kaynaklı bulanık görüntü probleminin önüne geçilmiştir. 3 boyutlu model monitörde doğal renginde görünmekte ve bu sayede amalgam, kompozit restorasyonlar, dişeti ve preparasyon sınırlarının net olarak ayırt edilmesine olanak sağlamaktadır (Kurz ve ark. 2015). Bluecam'de tek diş ve ardışık dişlerin optik ölçüsü başarıyla alınabilirken full ark ölçülerinde problemlerle karşılaşılabilir. Omnicam'in full ark optik ölçülerde Bluecam'e göre daha doğru sonuçlar verdiği belirtilmiştir. Ayrıca kamera rotasyon kabiliyetini arttırmak amacıyla köşeli olmayan yuvarlak diş konturlarda tasarlanmış bu sayede hekimin daha ergonomik çalışması sağlanmış ve hasta konforu arttırılmaya çalışılmıştır (Davidowitz 2011; Wiedhahn ve ark. 2011).

Cerec sisteminde kapanış kapanış kaydı bite material scan ve buccal scan olmak üzere iki farklı yöntemle alınabilir (Müller 2010). Bite material scan yönteminde preparasyonu takiben restore edilecek dişin komşu dişlerle beraber optik ölçüsü alınır. Daha sonra sentrik okluzyon konumu kapanış mumu ya da kapanış silikonu yardımıyla kaydedilir. Burada önemli olan husus kapanış materyalinin sadece restore edilecek dişin sınırlarında yer almasıdır (Yuzbasioglu ve ark. 2014). Kapanış materyali restore edilecek dişin üzerindeyken kamera yardımıyla aynı bölgenin ikinci defa optik ölçüsü alınır. CAD yazılımı tarafından alınan her iki ölçünün otomatik olarak karşılaştırılmasıyla kapanış kaydı tamamlanır. Bu yöntem daha çok kameranın ulaşmasının zor olduğu bölgelerde kapanış kaydının alınması için idealdir. Yöntemin dezavantajı ise kapanış materyalinin dil ve dudak basıncıyla hareket etmesi veya distorsiyona uğrama riskidir (Fasbinder 2010a; Patzelt ve ark. 2014).



Şekil 2-2: Cerec Omnicam ve inLab tarayıcı

Bukkal scan yönteminde preparasyon tamamlandıktan sonra komşu dişlerle beraber dişin ve antagonistinin optik ölçüsü alınır. Daha sonra hastanın çeneleri sentrik okluzyona getirilir ve kamera vestibüle yerleştirilerek komşu dişler ve çevre dokuları da kapsayan çok sayıda görüntü alınır. Elde edilen bu görüntü preparasyon modelinin üzerine sürüklenir, daha sonra preparasyon modeli ve bukkal kapanış kaydı antagonist model üzerine sürüklenir ve yazılımın görüntüleri birbiriyle eşleştirmesiyle kapanış kaydı tamamlanır. Bu yöntem bitim restorasyonunun okluzal yüzeyinde komplike düzeltmeler yapmak gereken durumlarda yetersiz kalabilmektedir. Böyle durumlarda bite material scan yönteminin daha avantajlı olacağı belirtilmiştir (Fasbinder 2010a; Müller 2010; Ting-Shu ve Jian 2015).

2.1.1.1. Restorasyonun Tasarımı (Yazılım)

Optik ölçünün tamamlanmasının ardından restorasyonun tasarım aşamasına geçilir. Restorasyonun 3 boyutlu olarak bilgisayar ekranında tasarlanmasına olanak veren birçok CAD yazılımı bulunmaktadır. Yazılım programları genellikle CAD/CAM sistemine özgüdür ve diğer sistemlerle uyumluluk göstermemektedir (Beuer ve ark 2008). Cerec sisteminde vakaya göre tasarım kolaylığı sağlamak üzere farklı dizayn teknikleri bulunmaktadır. Bunlar; biyojenerik, biyojenerik referans ve korelasyon dizayn teknikleridir.

Biyojenerik, doğala yakın okluzal yüzeyler elde etmek için düzenlenen ilk metottur. İlk geliştirilen CAD/CAM sistemlerinde yazılım önce restorasyonun boyutlarını ölçmekte ve veritabanında bulunan okluzal morfolojiler arasından, bu

boyuta en uygun olanı seçerek yerleştirmektedir. Biyojenerikte ise hastanın doğal morfolojiye sahip sağlam dişleri referans alınmaktadır. Yazılım preparasyona komşu ve antagonist dişlerin tüberkül boyutları, fissür derinliği gibi okluzal verilerini ölçerek, içerisinde bulunan gelişmiş algoritmaya yerleştirir (Akgüngör ve Ölçer 2012). Böylece doğal dişlere en yakın okluzal morfolojiye sahip restorasyon tasarımı oluşturulmuş olur. Biyojenerik yöntem esas olarak posterior dişlerin morfolojilerinin diğer dişlerle uyumlu olması için geliştirilmiş bir fonksiyondur (Ender ve ark. 2011; Litzenburger ve ark. 2013). Bu sistemde gelişmiş bir algoritma kullanılmasına rağmen anterior restorasyonlarda simetrik dişle uyumun sağlanmasında yetersiz kalılabilmektedir.

Anterior diş restorasyonlarının tasarımı için biyojenerik referans dizayn tekniği geliştirilmiştir. Bu teknikte, optik ölçü alındıktan sonra, sistem prepare edilen dişin simetriğinin ayna görüntüsünü kopyalayarak prepare edilen dişin üzerine yerleştirmektedir. Böylece anterior dişlerde bilgisayar kontrollü bir simetri sağlanmış olur (Akgüngör ve ark. 2012; Akgüngör ve ark. 2013; Arslan ve ark. 2015).

Korelasyon dizayn tekniği yine anterior dişlerin tasarımı için geliştirilmiştir. Korelasyon dizayn tekniği iki farklı şekilde uygulanabilmektedir. Birinci yöntemde; pozisyonu simetrik dişle uyum gösteren ancak çeşitli nedenlerle renklenmiş ve ağız içerisinde restore edilebilen minör madde kayıpları olan dişlerin kuron ve laminate veneer restorasyonları yapılabilir (Ender ve ark. 2011). Bu yöntemde preparasyondan önce bir optik ölçü alınarak, dişin ilk formu yazılım tarafından kaydedilir. Kaydedilen diş formu, preparasyon yapıldıktan sonra elde edilen sanal modeldeki diş üzerine yerleştirilir. Böylece dişin orjinal morfolojisi ve boyutlarına uygun restorasyon üretilmesi sağlanır. Korelasyon dizayn tekniğini uygulamanın ikinci bir yolu ise; ağız içerisinde restore edilemeyecek kadar majör madde kayıplarının görüldüğü ya da simetriğine göre pozisyon bozukluğu olan dişlerde, diagnostik mock-up uygulamasıyla bu teknikten yararlanmaktır. Diagnostik mock-up kullanılarak yapılacak dizaynda, yapılan mock-up'ın optik ölçüsü alınır. Yazılım kaydettiği mock-up diş formunu, daha sonra preparasyon sanal modelindeki diş üzerine yerleştirmektedir (Griffin 2006; Klim 2009; Vafiadis ve Goldstein 2011).

İlk olarak geliştirilen Cerec sistemlerine Quadrant fonksiyonu ilave edilerek aynı anda iki restorasyonun tasarımının yapılabilmesi sağlanmıştır. 2012 yılında yeni tasarım ünitesi cerec 4.0 yazılımının piyasaya sürülmesiyle hastaya yapılacak tüm

restorasyonlar aynı anda tasarlanabilmektedir. Ayrıca laboratuvar sistemlerinde kullanılmak üzere Cerec inLab software tasarım ünitesi geliştirilmiştir. Restorasyonun tasarımı tamamlandığında, verilen komutla CAD yazılımı sanal modeli farklı bir formata dönüştürerek CAM ünitesinin üretime geçmesini sağlamaktadır (Ender ve ark. 2003; Fritzsche 2010).

2.1.1.2. Üretim (Kazıma- Freze Ünitesi)

Bilgisayarda CAD yazılımıyla oluşturulan restorasyon tasarımı sanal ortamda blok içerisinde konumlandırılır. Daha sonra CAM birimine iletilerek üretim aşamasına geçilir. Tasarlanan protezin boyutuna ve rengine uygun olarak seçilen blok, freze ünitesine yerleştirilir. CAD biriminden gelen komuta göre hareket yolları belirlenen, çeşitli boy ve şekillerdeki elmas frezler ile, blok su soğutması altında aşındırılarak restorasyon üretilir (Otto ve De Nisco 2002; Morin 2006). Ağızda uyumlaması yapılan restorasyon daha sonra makyaj ve glazür yapılabilir (Mehl ve ark. 2009).

İlk çıkan sistemlerde tasarım ve freze ünitesi biraradayken, son sistemlerde freze cihazı ayrı bir ünite (Şekil 2-3) olarak kullanılmaktadır. Yeni geliştirilen freze üniteleri 1.0-1.5 mm/dak aşındırma hızına sahiptir ve dakikada 64000 devire ulaşabilmektedir (Posselt ve Kerschbaum 2003; Mörmann ve Brandestini 2006). İlk geliştirilen sistemlerde cihaz 3 akslı freze yapabilmekteydi. Son yıllarda inlab sistemlerde kullanılmak üzere tornalama kapasitesi arttırılmış, 4 motor ve 5 freze aksına sahip, çok üyeli restorasyonların üretimine uygun MC XL serisi geliştirilmiştir.



Şekil 2-3: Cerec MC XL freze ünitesi

Keshvad ve ark.'nın , l s t ile güçlendirilmiş seramik inley restorasyonlarının marjinal aralık ve kırılma dayanımını araştırdığı çalışmada; konvansiyonel yöntemle hazırlanan inley restorasyonlarındaki ortalama marjinal aralık değeri 56   m , Cerec inlab ile hazırlanan restorasyonlardaki ortalama marjinal aralık 36   m olarak tespit edilmiştir. Marjinal aralık değerleri konvansiyonel yöntemle hazırlanan örneklerde anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bununla birlikte 2 grup arasında kırılma dayanımı yönünden anlamlı bir fark bulunamamıştır (Keshvad ve ark. 2011).

2.1.2. Cerec Sisteminde Kullanılan Bloklar

CAD/CAM sistemleri di   hekimliğinde, sürekli olarak gelişen ve kullanımı yaygınlaşan bir alan haline gelmiştir. CAD/CAM sistemlerinin kullanımının artmasıyla bu sistemlerde kullanıma uygun yeni materyaller geliştirilmektedir (Fasbinder 2010b; Fasbinder 2012). Günümüzde CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyalleri   u şekilde sınıflayabiliriz:

1- Feldspatik seramikler

- Vita Blocs Mark I
- Vita Blocs Mark II
- Vita Triluxe
- Vita Real life
- Cerec Bloc
- Cerec Bloc PC

2- L s t ile güçlendirilmiş cam seramikler

- IPS Empress CAD

3- Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler

- IPS e.max CAD
- Rosetta

4- Nanoseramikler

- Lava Ultimate
- Cerasmart

5- Hibrit seramikler

- Vita Enamic

6-Zirkonya infiltre lityum silikat seramikler

- Vita Suprinity
- Celtra Duo

7- Oksit seramikler

- Cam infiltre oksit seramikler
 - ✓ In- Ceram Alumina
 - ✓ In-Ceram Spinell
 - ✓ In-Ceram Zirconia
- Sinterlenen oksit seramikler
 - ✓ Lava Zirconia
 - ✓ Prettau Zirconia
 - ✓ Cercon Zirconia
 - ✓ Vita YZ
 - ✓ InCoris ZI
 - ✓ InCoris AL

8- Kompozitler

- Paradigm MZ100

9- Polimerler

- Vita CAD Temp
- Vita CAD Waxx
- Telio CAD

Bu sınıflamadaki oksit seramikler, yüksek mekanik özelliklere sahip bloklardır. Bu nedenle daha çok çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior bölge restorasyonlarında ve çok üyeli parsiyel sabit protezlerde alt yapı materyali olarak

kullanılmaktadır. Alt yapı materyalinin üzerine daha sonra tabakalama yöntemiyle üst yapı seramiği uygulanır. Bu blokların translüsentlik özellikleri yeterli olmadığından tek tabaka (monolitik) olarak kullanıma uygun değildir. Sinterlenen oksit seramikler; oldukça sert bloklar olduğundan, önce freze edilip daha sonra sinterleme işlemi uygulanır. Bu grup seramikler; sinterleme ve üst yapı seramiğinin hazırlanması gibi aşamaların uygulanması için laboratuvar koşulları gerektirmektedir. Bu nedenle tek seans CAD/CAM restorasyonlarda kullanımı uygun değildir (Giordano 2006).

Son yıllarda yüksek dayanıma sahip restorasyonları, tek seansta üretebilmek, hem de zirkonyada meydana gelen altyapı ve üstyapı arasında meydana gelen ayrılma problemlerinin önüne geçmek düşüncesiyle monolitik zirkonya bloklar geliştirilmiştir. Yapılan in-vitro çalışmalar monolitik zirkonya ile hazırlanan restorasyonlarda, kırılma dayanımının arttığı ve üst yapı porseleninden kaynaklanan chipping problemini önlediğini göstermiştir. Okluzal mesafenin yetersiz olduğu, diş preparasyonunun kısıtlı miktarda yapılması gerektiği durumlarda tercih edilebilir (Beuer ve ark. 2012; Zhang ve ark. 2013).

Tek seans CAD/CAM uygulamalarında blok seçimi yaparken, ek laboratuvar işlemi gerektirmemesi için, tek tabaka (monolitik) olarak kullanılabilen bloklar tercih edilir. Bunun için farklı renk özelliklerine ve katmanlarına sahip bloklar üretilmektedir. Bu sınıflamadaki bloklar oksit seramikler kadar yüksek yüksek dayanıma sahip olmamakla beraber, translüsentlik özellikleri oksit seramiklere göre oldukça yüksektir (Fasbinder 2012). İçerisinde çalışmamızda kullanılan blokların da dahil olduğu; feldspatik seramikler, lösit ile güçlendirilmiş seramikler, lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler, nanoseramikler, hibrit seramikler ve zirkonya infiltre lityum silikat seramikler tek seans sistemlerde kullanıma uygun olan bloklardır.

2.1.2.1. Cerec Bloc

Cam matriks içinde %30 oranında feldspar kristalleri içeren CAD/CAM yöntemi ile hazırlanan seramiklerdir. Kimyasal içeriği Tablo 2-1'de belirtilmiştir. Cerec blokların kırılma direnci 155 MPa, Elastiklik Modülü $45 \pm 0,5$ GPa'dır. Cerec Bloc 4 µm boyutundan ince gren yapısına sahiptir. Bu ince gren yapısı nedeniyle abrazyon özellikleri mineye benzerlik göstermektedir (Vollbrecht 2007; Fasbinder 2010b).

Seramik materyalinin translüsenliği, kontrast oranı olarak adlandırılan sayısal değerle belirtilmektedir. 0 ile 1 arasında bir değerle ifade edilen kontrast oranı; 1'e yaklaştıkça materyalin opaklığını, 0'a yaklaştıkça ise translüsentliğini ifade etmektedir. Kontrast oranı değeri Cerec Bloc'ta yaklaşık 0,50-0,59 olarak belirtilmektedir. Cerec Bloc'ları açıktan koyu renge doğru (S0, S1, S2, S3, S4, S5) 6 renkte ve 3 farklı translusenside (opak, orta, translusent) üretilmektedir. Restorasyonun büyüklüğüne göre 4 farklı boyutu mevcuttur (Heffernan ve ark. 2002; Della Bona ve ark 2014; Awad ve ark. 2015).

Bu bloklar inley, onley, laminate veneer, ön ve arka bölge kuron restorasyonlarında kullanılabilir. Son yıllarda Rapid Layer Technology yöntemiyle zirkonya alt yapıli restorasyonların üzerine veneer materyali olarak da kullanılabilir. Rapid Layer Technology'de restorasyonun alt yapısının ve üst yapısının tasarımı aynı anda yapılabilir. CAD yazılımında tasarımı tamamlanan alt yapı ve üst yapı seramiğı, freze cihazında ardarda freze edilir. Daha sonra üst yapı seramiğı, alt yapı seramiğı üzerine reçine siman bağlantısıyla yapıştırılarak restorasyon tamamlanır (Fasbinder 2010b; Kanat ve ark. 2014).

Cerec Bloc'ların adeziv yöntemlerle simantasyonu önerilmektedir. (Ab-Ghani ve ark. 2015; Nejatidanesh ve ark. 2015). Simantasyondan önce restorasyonun iç yüzeyi hidroflorik asit(%5'lik 60 saniye) ve silan(60 saniye) uygulanarak hazırlanmalıdır (Jetti ve ark. 2015).

Shahrbağ ve arkadaşlarının 2014 yılında yaptıkları çalışmada, feldspatik bloklardan hazırlanan kuron protezlerinin kırılma dayanımının, kullanılan siman çeşidinden etkilendiğı belirtilmiştir (Shahrbağ ve ark. 2014).

Otto ve Schneider'in yaptıkları çalışmada feldspatik bloklardan hazırlanan 200 tane inley ve onley restorasyonun 15 yıllık başarısı izlenmiş ve Kaplan-Meier analiziyle değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucuna göre restorasyonların 15 yıllık başarısı %88.7 olarak belirtilmiştir. Başarısızlık gösteren restorasyonlarda en çok karşılaşılan problem seramik kırığı olmuştur. Bunun dışında meydana gelen başarısızlık nedenleri; sekonder çürük, diş kırığı ve endodontik nedenlerdir. Vital dişlerde, adeziv siman kullanıldığında, molar dişlere göre daha az kuvvete maruz kalan premolar dişlerde, başarısızlık oranının daha düşük olduğu belirtilmiştir (Otto ve Schneider 2008).

Tablo 2-1: Cerec Bloc kimyasal içeriği

İçerik	% Oranı
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

**Şekil 2-4: Cerec Bloc blok örneği**

2.1.2.2. Cerec Bloc PC (Polikromatik)

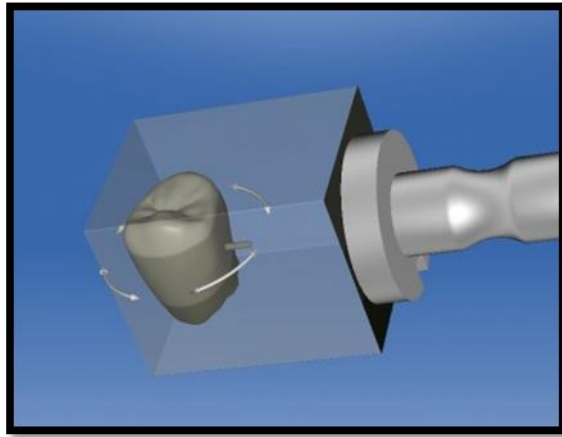
Cerec Bloc'lara daha estetik bir görünüm sağlamak amacıyla renk doygunluğu ve translüsentliği doğal dişe daha yakın olarak geliştirilen polikromatik bloklardır (Şekil 2-5). Her biri ayrı renk doygunluğuna ve translüsentliğe sahip 3 katmandan oluşmaktadır. En üstteki mine tabakası en az doygunluğa ve en yüksek translüsentliğe sahip olan tabakadır. Orta tabaka dentin tabakasıdır ve normal yoğunluğa sahiptir. En alttaki servikal tabaka ise en yüksek pigmentasyona ve en düşük translüsentliğe sahip tabakadır. Böylece doğal dişin optik özellikleri mümkün olduğunca taklit edilmiş ve makyaj gereksinimi en aza indirgenmiştir (Fasbinder 2010b; Sirona 2011).

Restorasyonun tasarım aşaması tamamlandıktan sonra, freze ünitesine komut verilmeden önce, restorasyon elde edilmek istenen optik özelliklere göre, blok içinde konumlandırılarak renk derinliği ayarlaması yapılabilmektedir (Şekil 2-6) (Reich ve Hornberger 2002).

Cerec Bloc'lar ile benzer kimyasal birleşime ve fiziksel özelliklere sahiptir (Tablo 2-1). Endikasyonları Cerec Bloc'larda olduğu gibi inley, onley, laminate veneer, ön ve arka bölge kuron restorasyonlarıyla sınırlıdır. Simantasyonu adeziv yöntemlerle yapılmaktadır. Simantasyondan önce restorasyonun iç yüzeyine hidroflorik asit(%5'lik 60 saniye) ve silan (60 saniye) uygulaması gereklidir.



Şekil 2-5: Cerec Bloc PC blok örneği



Şekil 2-6: Restorasyonun tasarım aşamasında blok içinde konumlandırılması

Vichi ve arkadaşlarının 2013 yılında yaptığı çalışmada farklı CAD/CAM seramik blokların bükülme dirençleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın sonucuna göre ortalama bükülme direnci değerleri MPa cinsinden; IPS Empress CAD LT 125.10 ± 13.05 , Cerec Bloc 109.14 ± 10.10 , Paradigm C 109.14 ± 10.10 , Cerec Bloc PC 105.40 ± 5.39 , Vita Triluxe Forte 105.06 ± 4.93 , Vita Mark II 102.77 ± 3.60 , Vita Triluxe 101.95 ± 7.28 , IPS Empress CAD Multi 100.86 ± 15.82 olarak bulunmuştur. IPS Empress CAD LT grubu bükülme direnci değerleri, diğer test gruplarına göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bununla birlikte diğer test grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır (Vichi ve ark. 2013).

2.1.2.3. IPS Empress CAD

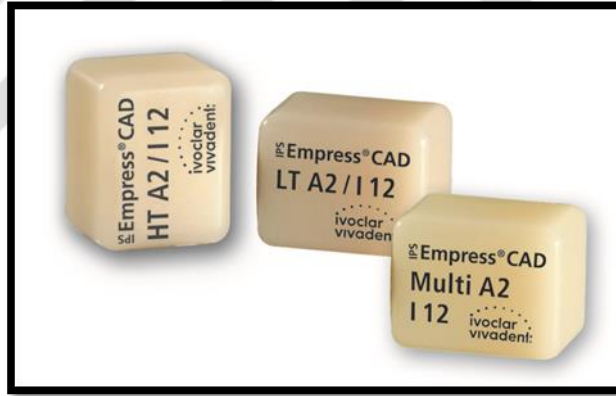
IPS Empress sistemi 1983 yılında Zürih Üniversitesi'nde Wohlwend ve Scharer tarafından geliştirilmiş ve 1990 yılında piyasaya sunulmuştur. Feldspatik seramiğin içinde lösit kristalleri (SiO_2 Al_2O_3 K_2O) (Tablo2-2) oluşturarak, seramik içerisinde çatlak ilerlemesinin azaltılabileceği düşünülerek geliştirilmiş cam-seramik materyalidir (Kang ve ark. 2013).

Lösit kristalleri, potasyum alumina silikat yapıda, içeriğinde yüksek oranda kuartz ve az miktarda aluminyum oksit içeren bir mineraldir. Fabrikasyon aşamasında cam tozlarının $900-1200^\circ\text{C}$ ısıtılma maruz bırakılarak kristal odaklarının oluşumu sağlanır (Wohlwend ve ark. 1989; Anusavice ve ark. 2003). Silikat cam matriks hacminin %35–45 kadarını $1-5\ \mu\text{m}$ boyutundaki lösit kristalleri oluşturur (Vichi ve ark. 2013; Nejatidanesh ve ark. 2015). Lösit ile güçlendirilmiş hazır seramik bloklar cam yapının kontrollü kristalizasyonunu takiben kalıplarda preslenerek elde edilir. (Şekil 2-7) .

Lösit kristallerinin seramiğe mekanik direnç kazandırmasında etkili 2 mekanizma vardır. Bunlardan birincisi; lösit kristallerinin seramik içindeki çatlağın yönünü değiştirerek çatlak ilerlemesini durdurmasıdır. İkincisi ise; lösit kristallerinin genleşme katsayısının içinde bulunduğu cam matriksten daha yüksek olması nedeniyle, seramiğin ısıtılıp soğutulması esnasında lösit kristalleri büzülerek cam matriksi kendine çekmesi ve bunun sonucu oluşan iç basıncın seramik içerisindeki çatlak ilerlemesini durdurmasıdır (Anusavice ve Philips 2003; Albakry ve ark 2004; Mehulic 2005).

Tablo 2-2: IPS Empress CAD kimyasal içeriği

İçerik	% Oranı
SiO ₂	60-65
Al ₂ O ₃	16-20
Na ₂ O	3,5-6,5
K ₂ O	10-14
Diğer oksitler	0,5-7
Pigmentler	0,2-1

**Şekil 2-7: IPS Empress CAD blok örneği**

Materyalin ışık geçirgenliği, floresanslık, opalesanslık özellikleri doğal dişle benzerlik göstermektedir (Heffernan ve ark. 2002a). Yüksek translüsentlik özelliğe sahip olması nedeniyle diş renginin maskelenmesi gereken durumlarda ve metal implant abutmentlarda kullanımı tavsiye edilmemektedir (McGuire ve ark. 2015). CAD/CAM bloklarının HT, LT ve Multi olmak üzere üç farklı translüsentlik seçeneği bulunmaktadır.

Heffernan ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 6 farklı tam seramik sistemin translüsentliklerini karşılaştırmalı olarak incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda 0,5 mm

disk şeklindeki örneklerde kontrast oranları en translüsentten en opağa doğru şu şekildedir; Vitadur Alpha 0.60 ± 0.03 , IPS Empress 0.64 ± 0.01 , In-Ceram Spinell 0.67 ± 0.02 , IPS e.max 0.68 ± 0.02 , In-ceram Alumina 0.87 ± 0.01 , In-ceram Zirconia 1.00 ± 0.00 . Çalışma istatistiksel olarak değerlendirildiğinde; IPS Empress sistemiyle Vitadur Alpha ve In-Ceram Spinell grupları arasında anlamlı bir fark bulunamazken, IPS e.max, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirconia gruplarının kontrast oranı değerleri anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (Heffernan ve ark. 2002a).

IPS Empress CAD blokların, bükülme direnci yaklaşık 160 MPa oranında ve kırılma tokluğu $1,3- 1,7 \text{ MPa m}^{1/2}$ 'dir. Ön bölge tek kuron, inley, onley ve laminate veneer restorasyonlarında kullanılmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004; Wolfart 2005). Bu sistemde restorasyonların bitimi boyama veya cut-back olmak üzere iki farklı şekilde verilebilmektedir. Boyama tekniğinde restorasyon tam kontur halinde hazırlanırken renk özellikleri sadece makyaj ve glazürle verilebilmektedir. Cut-back tekniğinde ise; bilgisayar ortamında restorasyonun vestibül yüzeyinden 0.5 mm madde kaldırılarak tabakalama porseleni için yer hazırlanır, daha sonra vestibül yüzeye tabakalama yöntemiyle porselen işlenerek son formu verilip, ardından makyaj ve glazür işlemleri yapılarak restorasyon tamamlanmaktadır (Qualtrough ve Piddock 1997; McLean 2001; Gemalmaz ve Ergin 2002).

Restorasyonun direnci, diş dokusuyla olan başarılı adezyona bağlıdır. Bu nedenle adeziv yöntemlerle simantasyonu önerilir. Reçine simanla bağlantısı için; seramik yüzeyine hidroflorik asit (60 saniye) ve silan (60 saniye) uygulanması gereklidir.

Bindl ve arkadaşlarının 2006 yılında yaptıkları bir çalışmada 3 farklı monolitik CAD/CAM kuron restorasyonunun kırılma dayanımı ve kullanılan simanın kırılma dayanıma etkisi incelenmiştir. Çalışmanın sonucuna göre; konvansiyonel yöntemle simante edildiğinde; IPS e.max CAD grubu kırılma değerleri, IPS Empress CAD ve Cerec Bloc'a göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Adeziv yöntemle simante edildiğinde gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bununla birlikte tüm gruplarda kırılma dayanımı değerleri, adeziv yöntemle simante edilen restorasyonlarda, konvansiyonel yöntemle simante edilenlere göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (Bindl ve ark 2006).

2.1.2.4. IPS e.max CAD

IPS e.max sisteminin günümüzde kullanılan yapısı 1998 yılında Schweiger ve arkadaşları tarafından geliştirilmiş olup, kimyasal içeriği Tablo 2-3’de gösterildiği gibidir. Bu blokların temel yapısını oluşturan lityum disilikat kristalleri hacimsel kristalizasyon denilen bir mekanizmayla oluşmaktadır. Bu mekanizma cam matriks içerisine çekirdek oluşumunu sağlayan maddeler ilave ederek, homojen dağılım gösteren kristal odaklarının oluşmasını amaçlar. IPS e.max CAD sisteminde bu mekanizma cam yapıya P_2O_5 ilave edilerek, lityum disilikat ($Li_2Si_2O_5$) ve lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri oluşturularak meydana gelmektedir (Schweiger ve ark. 1999; Höland ve ark. 2003).

IPS e.max CAD bloklar parsiyel kristalize olarak üretilirler (Şekil 2-8). Bunun amacı; blokların freze ünitesinde hızlı ve kolay bir şekilde kazınmasını sağlamak, aynı zamanda freze esnasında seramiğe yeterli direnci kazandırmaktır. Parsiyel kristalize formdaki bloklar %40 oranında, 0,2-1 μm uzunluğunda lityum metasilikat kristalleri içerir ve 130 MPa dayanıma sahip mavi renkli bloklardır. Lityum metasilikat yapısındaki blok, freze işlemini takiben 850 $^{\circ}C$ ’de 30 dakikalık bir kristalizasyon fırınlamasına tabi tutulur. Kristalizasyon sonucunda lityum metasilikat kristalleri lityum disilikat kristallerine dönüşür ve seramiğin kırılma direnci 360 MPa’a kadar yükselir. Bunun sonucunda mavi renkteki restorasyon, doğal diş rengini alır. Bu işlemler sonrasında restorasyonda boyutsal bir değişiklik gerçekleşmez (Giordano 2006; Höland ve ark. 2006).

IPS e.max CAD bloklar, sertlik değeri 300-600 Hv olan doğal minenin sertlik değeriyle benzerlik göstermektedir. D’Arcangelo ve arkadaşlarının, farklı seramiklerin mine üzerinde oluşturduğu aşınma miktarını incelediği çalışmada; IPS e.max restorasyonlar ile doğal diş minesinin oluşturduğu aşınma miktarları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (D’Arcangelo ve ark. 2016). Zandparsa ve ark. tarafından farklı seramik sistemlerinin mine üzerindeki aşındırma özelliklerinin incelendiği başka bir çalışmada; IPS e.max sisteminin hem ısı-basınç ile şekillendirme tekniğiyle hem de CAD/CAM tekniğiyle üretilen örnekleri ile doğal diş minesinin aşındırma özellikleri arasında anlamlı bir fark bulunamadığı belirtilmiştir (Zandparsa ve ark. 2016).

Materyalin translüsentliğini belirten kontrast oranı, yapılan çalışmalarda, 0,55-0,74 aralığında belirtilmiştir. Materyalin translüsent yapısı özellikle estetiğin ön planda

olduğu ön bölge restorasyonlarda doğal dişle uyumu sağlamak açısından avantaj sağlar. MO, LT ve HT olmak üzere üç farklı translüsentlik derecesinde üretilmektedir (Heffernan ve ark 2002a; Heffernan ve ark 2002b; Höland ve ark. 2000).

Laminate veneer, inley, onley, tek üye kuron ve üç üyeye kadar olan köprü restorasyonlarında kullanılabilmektedir. Köprü restorasyonlarının endikasyonu 2. küçük azı dişine kadar olan ön bölge restorasyonlarını kapsamaktadır. IPS e.max CAD bloklar alt yapı seramiği olarak, cut-back tekniğiyle veya boyama tekniğiyle olmak üzere 3 farklı şekilde yapılabilmektedir.

IPS e.max CAD bloklar, alt yapı seramiği olarak kullanıldığında, üst yapı olarak florapatit ($\text{SiO}_2\text{-LiO}_2\text{-Na}_2\text{O-K}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3\text{-CaO-P}_2\text{O}_5\text{-F}$) cam seramik kullanılmaktadır. Florapatit seramikler cam yapı içerisinde 300 nm uzuluğa ve 100 nm çapına sahip, nano boyutlardaki florapatit kristallerinden oluşmaktadır (Höland ve ark. 2003). Cut-back ve boyama tekniği IPS Empress CAD sisteminde anlatıldığı şekilde uygulanır.

Ayrıca günümüzde lityum disilikat bloklar, CAD-on tekniğinde zirkonyum oksit alt yapılarla birlikte kullanılmaya başlamıştır. Bu yöntemde CAD/CAM tekniği kullanılarak zirkonyum oksit alt yapı ve lityum disilikat üst yapı aynı anda hazırlanmakta ve kristal içerikli bağlayıcıyla yapıştırılarak zirkonyum oksit alt yapı köprüler hazırlanabilmektedir. Bu sistemde IPS e.max CAD kristalizasyonu ve kristal içerikli bağlayıcının sertleşmesi aynı anda tek bir fırınlamayla gerçekleşmektedir (Wiedhahn 2010; Schmitter ve ark. 2012).

Günümüzde IPS e.max CAD blokların implant destekli restorasyonlarda kullanılmak üzere geliştirilmiş delikli abutmentleri mevcuttur. Bu abutmentlerin 2 şekilde kullanım alanı vardır. Bunlardan birincisi; bireysel abutment üretilmesidir. Bu yöntemde bireysel abutment ve kuron ayrı parçalar olarak üretilir ve daha sonra ağızda simante edilir. İkinci yöntem ise; tek parça kuron-abutmentlerin üretilmesidir. Bu yöntemde abutment ve kuron ayrı parçalar olarak üretilmez. Üretilen abutment, kuron formundadır ve direkt olarak implanta vida ile bağlanır. İkinci yöntem özellikle dikey boyut yetersizliği olan durumlarda alternatif bir seçenek sunmaktadır. Bu delikli bloklar CAM ünitesinde freze edildikten sonra, delik, titanyum abutment parçasına oturtulacak şekilde adeziv yapıştırıcılarla sabitlenmektedir (Kurbad 2012).

IPS e.max CAD restorasyonların adeziv tekniklerle simantasyonu önerilir. Yapılan çalışmalarda adeziv simantasyon tekniğiyle yapıştırılan restorasyonların kırılma

dayanımı değerleri daha yüksek bulunmuştur (Baladhandayutham ve ark. 2015, Preis ve ark. 2015, Peumans ve ark. 2016, Schmitz ve Beani 2016). Reçine simanla kuvvetli bir bağlantı sağlanabilmesi için seramik i yüzeyine hidroflorik asit (20 saniye) ve silan uygulaması (60 saniye) gereklidir (Akgüngör ve ark. 2005, Leung ve ark. 2015, Preis ve ark. 2015).

Schultheis ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada; IPS e.max CAD sisteminin monolitik olarak hazırlanan ve alt yapı üzerine tabakalama seramiği uygulanarak hazırlanan köprü restorasyonlarının kırılma dayanımı incelenmiş ve metal-seramik restorasyonlar ile kıyaslanmıştır. Çalışmanın sonucunda; yorgunluk öncesi ve sonrası ortalama kırılma dayanımı değerleri (N) şu şekildedir: IPS e.max CAD monolitik grubunda 1298/1900, IPS e.max CAD alt yapı üzerine tabakalama seramiği uygulanan grupta 817/699, metal-seramik grubunda 1966/1818. Metal-seramik ve IPS e.max CAD monolitik gruplarının kırılma dayanımı değerleri, IPS e.max CAD alt yapı üzerine tabakalama seramiği uygulanan gruptan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bununla birlikte hiçbir grupta yorgunluğun kırılma dayanımı üzerine anlamlı bir etkisi bulunamamıştır (Schultheis ve ark. 2013).



şekil 2-8: IPS e.max CAD blok rneği

Tablo 2-3: IPS e.max CAD kimyasal içeriği

İçerik	% Oranı
SiO ₂	57-80
Li ₂ O	11-19
K ₂ O	0-13
P ₂ O ₅	0-11
ZrO ₂	0-8
ZnO	0-8
Al ₂ O ₃	0-5
MgO	0-5
Renlendirici oksitler	0-8

2.1.2.5. Rosetta

Kore'de yer alan Hass firması tarafından üretilen cam seramik bloklardır. İçeriğinde, IPS e.max CAD bloklarda olduğu gibi cam matriks içerisinde lityum disilikat kristalleri yer almaktadır. Rosetta bloklar da IPS e.max CAD sistemindeki gibi parsiyel kristalize, mavi renkli bloklar olarak üretilirler. Restorasyonun freze edilmesini takiben kristalizasyon fırınlamasına tabi tutulurlar ve burada lityum metasilikat molekülleri, lityum disilikat moleküllerine dönüşür. Kırılma dayanımı yaklaşık 440 MPa olarak belirtilmektedir. Kristalizasyon öncesi mavi renkteki blok, kristalizasyondan sonra doğal diş rengini almaktadır.

Farklı boyutlarda ve disk şeklinde blok seçenekleri bulunmaktadır (Şekil 2-9). HT, LT ve MO olmak üzere 3 farklı translüsentliğe sahip formları vardır (HASS 2015). İnley, onley, laminate veneer, ön ve arka bölge kuron ve 3 üyeye kadar olan köprü restorasyonlarında kullanılabilmektedir.

Kang ve ark. 2013 yılında yaptıkları çalışmada IPS e.max CAD ve Rosetta olmak üzere 2 farklı lityum disilikat içerikli seramiği kırılma dayanımı ve mikro yapısı

açısından incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda kırılma dayanımı açısından 2 grup arasında anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Bunu her 2 grubun da benzer kristal yapısına ve kimyasal bileşime sahip olmasına bağlamışlardır (Kang ve ark. 2013).



Şekil 2-9: Rosetta blok örneği

2.1.2.6. Lava Ultimate

Bir materyalin kuvvet altında elastik şekil değiştirmesi elastiklik modülüyle ifade edilir. Elastiklik modülü materyal elastik deformasyon sınırını geçmediği sürece, birim kesit alanına sahip bir malzemede, birim boyu bir kat arttırmak için uygulanması gerekli kuvveti gösterir. Bu değer arttıkça materyal daha rijit hale gelir, yani gerilme kuvvetleri ile daha az şekil değişimi gösterir (Craig 1989; Philips 1991). Cerec sisteminde kullanılan feldspatik seramikler doğal dişe göre daha yüksek elastiklik modülüne sahip, rijit materyallerdir. Rijit materyaller kuvvetler karşısında, elastik materyallere göre daha kırılma davranış gösterirler. Bu nedenle elastiklik modülü doğal dişe daha yakın olan alternatif restorasyon materyalleri araştırılmaktadır. Bununla birlikte restoratif materyalin elastiklik modülünün doğal dişe yakın olması gelen kuvvetlerin diş ve restorasyon tarafından paylaşılabilmesini de sağlar. Kompozit reçine esaslı restoratif materyaller doğal dişe yakın elastiklik modülüne sahiptir, ancak bu materyallerin sertlik değeri düşük olduğu için ağız içerisinde çabuk aşınmaktadır. Günümüzde kompozit reçine ve seramik materyallerin olumlu özellikleri biraraya

getirilerek yeni materyaller geliştirilmektedir (McCabe ve Walls 2008; Fasbinder 2010b; Koller ve ark 2011).

Lava Ultimate bloklar, seramik ve reçine matriksin nanoteknoloji kullanılarak biraraya getirilmesiyle üretilir (Şekil 2-10). Nano; Latince’de çok küçük boyutlu, bilimsel karşılığı ise metrenin milyarda biri anlamına gelen ölçü birimidir. Nanoteknoloji ise; en az bir boyutu nanometre ölçeğinde olan maddeyi atomik ve moleküler seviyede kontrol etmeyi ifade eden bilimdir. Maddelerin boyutu nano seviyeye indikçe fiziksel davranışlarında değişiklikler görülmekte ve kimyasal tepkimeye girme eğilimi artmaktadır. Bundan faydalanarak, maddenin nano seviyedeki tanecik boyutu, şekli ve kimyasal özellikleri kontrol edilebilmektedir (Poole ve Owens 2003; Çıracı 2004; Paul ve Robeson 2008; Fasbinder 2010b).

Materyalin %80’inini oluşturan nanoseramik yapı içerisinde 20 nm çapında silika partikülleri ve 4-11 nm çapında zirkonya partikülleri bulunmaktadır (Tablo 2-4). Reçine matriks içerisinde ise BisGMA, UDMA, Bis-EMA ve TEDGMA bileşenleri bulunmaktadır (Lauvahutanon ve ark. 2014; Kassotakis ve ark. 2015; Fasbinder ve Neiva 2016).



Şekil 2-10: Lava Ultimate blok örneği

Silan, organik reçine matriks ve inorganik seramik matriks arasında kimyasal bağlantı oluşturabilen bifonksiyonel bir moleküldür. Lava Ultimate blokların üretimi aşamasında reçine matriksin nanoseramik yüzeyine kimyasal olarak bağlanması silan bağlayıcı ajanlarla sağlanır. Reçine matriks ve nanoseramik yapı arasındaki bu bağlantıların sonucunda 0.6-1.0 μm boyutunda ‘nanocluster’ adı verilen nanopartikül demetleri oluşur (Kassotakis ve ark. 2015). Reçine matriks içerisinde yüksek oranda

gömülü olarak bulunan nanopartikül yapının materyale kırılma ve aşınma dayanıklılığı sağladığı öne sürülmektedir (Melo ve ark. 2013).

Nanoseramik blokların sinterizasyonu üretim aşamasında tamamlanmaktadır. Bu nedenle, bloklar freze edildikten sonra ilave bir ısıtma işlemine gerek yoktur. (Bonfante ve ark. 2016; Shembish ve ark. 2016). Lava Ultimate'in bükülme direnci 200-220 MPa olarak belirtilmektedir. Elastiklik modülü 12.77 GPa'dır. Doğal dişe yakın sertlik değerine sahip olduğu için antagonist dişlerde oluşturduğu aşınma miktarı oldukça azdır (Awada ve Nathanson 2015; Rocca ve ark. 2015).

Lava Ultimate blokların inley, onley, laminate veneer ve kuron restorasyonlarında kullanımı endikedir. (Eryürük 2013, Ab-Ghani ve ark. 2015). LT ve HT olmak üzere iki farklı translüsentlik derecesi bulunmaktadır. LT blokların 8, HT blokların ise 4 ayrı renk seçeneği mevcuttur. Blokların sahip olduğu reçine matriks, ağız içerisinde kompozit dolgu materyalleriyle tamir edilmesine olanak sağlar (Stawarczyk ve ark. 2015; Acar ve ark. 2016).

Lava Ultimate restorasyonların adeziv yöntemlerle simante edilmesi önerilir. Bu bloklarda restorasyon iç yüzeyi hidroflorik asit ile pürüzlendirilmez. Simantasyon öncesi restorasyonun iç yüzeyinin hazırlığında; 2 bar (30 psi) basınç altında, 50 µm partikül boyutunda alüminyum oksitle kumlanması önerilir. (Elsaka 2014; Davide ve ark. 2015; 3M ESPE 2015).

Nagas ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada; hidroflorik asit uygulamasının, nanoseramik ve hibrit seramiklerin bağlanma dayanımı üzerine olan etkisi incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda; Lava Ultimate, Vita Enamic ve Cerasmart bloklar için hidroflorik asit uygulamasının, bağlanma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmadığı sonucuna varılmıştır. Bu durum, çalışmada kullanılan materyallerin, hem seramik hem reçine matriks içeren hibrit materyaller olması ve hidroflorik asidin daha çok, restorasyonun silika içeren camsı matriks ve kristalin fazına etki gösteriyor olmasıyla açıklanmaktadır (Cekic-Nagas ve ark. 2016).

Tablo 2-4: Lava Ultimate kimyasal içeriği

Kompozit reçine matriks (%20)	BisGMA, UDMA, BisEMA, TEGDMA
Nanopartikül seramik matriks (%80)	SiO₂, ZrO₂

2.1.2.7. Vita Enamic

Hibrit kelime anlamı olarak; melez, karma, iki ya da daha fazla yapıyı birarada bulunduran anlamına gelmektedir. Bundan yola çıkarak geliştirilen hibrit seramik materyaller yapısında organik ve inorganik komponentleri birarada bulundurmaktadır. İnorganik yapıyı seramik, organik yapıyı ise polimer matriks oluşturmaktadır. Vita Enamic bloklar bu iki yapıyı birarada bulunduran hibrit seramik bloklar olarak tanımlanır (Coldea ve ark. 2013). (Şekil 2-11).

Kompozit reçine materyalleri de yapısında organik matriks ve inorganik doldurucuları birarada bulundurmaktadır. Ancak kompozit reçinelerde bu birleşme makro düzeyde olurken, hibrit seramiklerde bu iki bileşen birbiriyle mikro veya moleküler düzeyde bir etkileşimle birarada bulunmaktadır. Mikro düzeydeki bu birleşmeyle elde edilen yeni materyal, bileşenlerine özgü özelliklerden farklı, yeni özellikler gösterir. Hibrit seramiklerdeki birleşme ile cam seramik yapı içerisinde oluşan bir çatlak ilerlemesinin, polimer yapı sayesinde durdurulduğu öne sürülmektedir (Coldea ve ark. 2013; Zimmermann ve ark. 2012).

Hibrit seramik blokların kütsel olarak %86'sını inorganik seramik kısım oluştururken, %14'ünü organik polimer kısım oluşturur. İnorganik seramik komponent SiO₂, Al₂O₃, Na₂O, K₂O, B₂O₃, CaO, ZrO₂ bileşenlerinden oluşur. Organik polimer matriks ise; üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat(TEGDMA) içermektedir (Tablo 2-5) (Della Bona ve ark. 2014; Hu ve ark. 2016).

Hibrit seramik blokların kırılma dayanımı değeri yaklaşık 150 MPa'dır. Elastiklik modülü 30 GPa, sertlik değeri ise 2.5 GPa olarak belirtilmektedir. Elastiklik modülü doğal diş ile benzerlik gösterir. Cam seramik bloklar ise daha yüksek elastiklik modülüne sahip oldukları için daha kırılğan materyallerdir. Sertlik değerleri doğal diş

minesi ile benzerlik gösterdiği için karşit dentisyonda oluşturduğu aşınma miktarı oldukça azdır. (Rohr ve ark. 2015, Zhi ve ark. 2016).

Mörmann ve ark.'nın 2013 yılında yaptıkları çalışmada; CAD/CAM restorasyonların yüzey özellikleri ve karşit dentisyondaki aşındırıcı özellikleri araştırılmıştır. Çalışmanın sonucuna göre hibrit seramiklerin, cam seramiklere göre karşit dentisyonda daha az aşınmaya sebep olduğu, bunun da hibrit seramiklerin sertlik değerinin daha düşük olmasına bağlı olduğu sonucuna varılmıştır (Mörmann ve ark. 2013).

Vita Enamic blokların freze işlemi tamamlandıktan sonra ekstra bir sinterleme veya ısıl işleme gerek yoktur. (Homaei ve ark. 2016). İçeriğindeki polimer matriks, nanoseramiklerde olduğu gibi, restorasyonun ağız içerisinde kompozit dolgu materyalleriyle tamirine ve cilalanabilmesine olanak sağlar.

Tablo 2-5: Vita Enamic kimyasal içeriği

Polimer matriks(%14- kütlese) (%25 hacimsel)	UDMA, TEGDMA
Seramik matriks (% 86 kütlese) (%75 hacimsel)	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, B ₂ O ₃ , CaO ,ZrO ₂



Şekil 2-11: Vita Enamic blok örneği

T(translucent), HT(high translucent) olarak iki farklı translüsentlik derecesi ve 6 farklı renk seçeneği mevcuttur (Zimmermann ve ark. 2012). HT blokların daha çok ön bölge ve laminate veneer restorasyonlarında, T blokların ise rengin bir miktar maskelenmesi istenen az miktarda renkleşmiş dişlerde kullanımı önerilmektedir. (Stawarczyk ve ark. 2015, Acar ve ark. 2016).

Hibrit seramik blokların İnley, onley, laminate veneer ve kuron restorasyonlarında kullanımı endikedir. Adeziv tekniklerle simante edilmesi önerilir. Simantasyon öncesi iç yüzeyine hidroflorik asit (60 saniye) ve silan (60 saniye) uygulaması gereklidir (Della Bona ve ark. 2014; Nguyen ve ark. 2014; Peumans ve ark. 2016).

2.1.2.8. Vita Suprinity

Geleneksel cam seramiklerin ve zirkonyanın olumlu özelliklerini biraraya getirmek amacıyla Degudent firması ve Fraunhofer enstitüsü silikat araştırma merkezinin işbirliğiyle yeni bir materyal olan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler geliştirilmiştir (VITA 2013). Zirkonya infiltre lityum silikat seramikler olarak da adlandırılmaktadır.

Kütlesel olarak %56-64'ünü SiO_2 , %15-21'ini Li_2O , % 10'ununu ise ZrO_2 bileşikleri oluşturur. İkili yapıya sahip bu materyalin mikroyapısında, birinci bileşen; ortalama boyutu 0,5-0,7 μm olan çok ince lityum metasilikat ve lityum disilikat kristalleridir. İkinci bileşen ise; %10'luk zirkonyum oksit kristalleri içeren camı matrikstir (Tablo 2-6) (Zimmermann ve ark. 2012; Krüger ve ark. 2013). Zirkonya infiltrasyonu ile yüksek fiziksel dayanıma sahip, aynı zamanda da cam seramiklerin estetik özelliklerine sahip olan bir materyal elde edilmesi amaçlanmıştır.

Lityum disilikat esaslı cam seramiklerle kıyaslandığında daha homojen bir yapıya sahiptir. Lityum disilikat esaslı cam seramikler 1,5 μm kristal boyutuna sahipken, zirkonya infiltre lityum silikat cam seramikler 0,5-0,7 μm kristal boyutuna sahiptir (Awad ve ark. 2015, Rinke ve ark. 2016).

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiklerin üretiminin ilk aşamasına döküm adı verilir. Piyasaya sürülmeden önce gerçekleştirilen bu aşamadan sonra blok cam yapıda ve kırılgandır. Cam yapının kırılganlığı nedeniyle blok bu

aşamada freze edilmeye uygun değildir. Bu nedenle blok bir ön-ısıtma işlemine tabi tutularak prekrizalizasyon gerçekleştirilir. Bu aşamada blok içerisinde kristaller oluşmaya ve büyümeye başlar. Prekrizalize bloklar yalnızca zirkonya ve lityum metasilikat kristalleri içerir (Denry ve Kelly 2014).

Frezeze hazır prekrizalize bloklar bal rengi görünümündedir (Şekil 2-12). Blokların 10-22 dakikalık freze işlemini takiben manuel uyumlamaları yapılır, bu aşamada materyal kolaylıkla aşındırılabilir. Daha sonra 840°C’de 8 dakika süreyle son krizalizasyon fırınlaması yapılarak cam matriks içinde ikili lityum silikat mikroyapıya ulaşılır. Bu ikili yapı lityum metasilikat ve lityum disilikat kristallerinden oluşur. Bu sürecin sonunda 180 MPa kırılma dayanımına sahip olan materyal, krizalizasyonu tamamlandıktan sonra yaklaşık 420 MPa kırılma dayanımına sahiptir (Denry ve Kelly 2014, Rinke ve ark. 2016). Son krizalizasyon fırınlamasından sonra sarımsı seffaf renkteki blok nihai doğal diş rengine ulaşır. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerin Dentsply firması tarafından üretilmiş tamamen krizalize formdaki blokları da mevcuttur. Celtra Duo adı verilen bu bloklar freze sonrası ekstra bir ısıtma işleme tabi tutulmadan ağız içerisine uygulanabilmektedir (Weyhrauch ve ark. 2015).



Şekil 2-12: Vita Suprinity blok örneği

HT ve T olmak üzere iki farklı translüsentlik derecesi ve 8 farklı renk tonu mevcuttur. Ön-arka bölge kuron , inley, onley ve laminate veneer restorasyonlarda kullanımı endikedir. Bu bloklar monolitik olarak kullanılabildiği gibi, cut-back tekniği kullanılarak üst yapı porseleni de uygulanabilmektedir. Üst yapı porselen materyali olarak feldspatik seramikler kullanılır (D’Arcangelo ve ark. 2016).

Diğer cam seramik materyallerde olduğu gibi adeziv tekniklerle simante edilmesi önerilir. Simantasyon öncesi seramik iç yüzeyine hidroflorik asit (20 saniye) ve silan (60 saniye) uygulaması gereklidir (Frankenberger ve ark. 2015).

2016 yılında yapılan bir çalışmada zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiklerin (ZLS) mekanik özellikleri incelenmiş ve lityum disilikat cam seramikler (LDS) ile karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre ZLS grubu LDS grubuna göre anlamlı derecede yüksek kırılma tokluğu, kırılma dayanımı ve sertlik değerlerine sahiptir. ZLS grubunun daha yüksek mekanik özelliklere sahip olmasında daha homojen bir mikroyapıya sahip olması ve mikroyapısında yer alan zirkonya kristallerinin etkili olduğu düşünülmektedir (Elsaka ve Elnaghy 2016).

Tablo 2-6: Vita Suprinity kimyasal içeriği

SiO ₂	%56-64
Li ₂ O	%15-21
K ₂ O	%1-4
P ₂ O ₅	%3-8
Al ₂ O ₃	%1-4
ZrO ₂	%8-12
CeO ₂	%0-4

2.2. Tam seramiklerin Kırılma Dayanımı ve Dayanıklılığı Tespit Yöntemleri

Bir materyalin uygulanan yüklere karşı gösterdiği tepki mekanik davranış olarak tanımlanmaktadır. Mekanik özelliklerin kaynağı atomlar arası bağ kuvvetidir. Atomların normal pozisyonları mekanik bir kuvvet uygulanmasıyla değiştirilebilir.

Gerilim (Stress): Elastik bir katı cisme dışarıdan bir yük veya basınç uygulandığında, kuvvete eşit ancak zıt yönde bir tepki oluşur. Katı mekaniğinde birim alana etki eden kuvvet miktarına gerilim denir. Bilimsel olarak tercih edilen kuvvet

birimi Newton'dur, gerilim birimi olarak ise $N/mm^2=MPa$ (Megapaskal) kullanılmaktadır (Combe 1988, Zaimoğlu ve ark 1993).

Farklı yönlerde ve büyüklükte uygulanan dış kuvvetler cisim içerisinde farklı gerilimlerin oluşmasına neden olur. Bir cisme etki eden kuvvetler 3 farklı türde gerilim oluşmasına neden olabilir:

Çekme gerilimi: Bir cisimde uzamaya veya gerilmeye neden olacak yöndeki yüklerin, meydana getirdiği deformasyona karşı oluşan dirençtir. Çekme gerilimi her zaman çekme zorlamasıyla beraber meydana gelir. Ancak; bir cisimde esnetme ya da uzatma yaratan bir kuvvetin saf çekme gerilimi oluşturması çok zordur. Bunun nedeni çekme kuvveti uygulandığında bir miktar bükülmenin de meydana gelmesidir; oluşan gerilimler çekme, basma ve makaslama gerilimi olarak dağılmaktadır (Phillips 1991, Mc Neill 1997).

Basma gerilimi: Bir cisim kendisini sıkıştırma veya kısaltma eğilimde bir yüke maruz kaldığında, bu yükün cisimde oluşturduğu iç dirence basma veya sıkıştırma gerilimi denir. Basma gerilimi daimi basma zorlamasıyla beraber meydana gelir.

Makaslama gerilimi: Cismin bir bölümünün diğer kısmı üzerinden kaydırmaya veya döndürmeye yönelik kuvvetlere karşı, cisim içinde oluşan dirence makaslama veya kayma gerilimi denir (Bidez ve Misch 1992, Anusavice ve ark. 2003).

Zorlama (Strain): Yük altındaki bir cismin, kuvvet uygulandıktan sonra birim miktarda meydana gelen boyutsal değişimidir. Gerilim ve zorlama birbirinden farklı kavramlardır. Gerilim; büyüklük ve yön belirten bir kuvvet iken, zorlama sadece bir büyüklük miktarıdır. (Craig 1989, Phillips 1991).

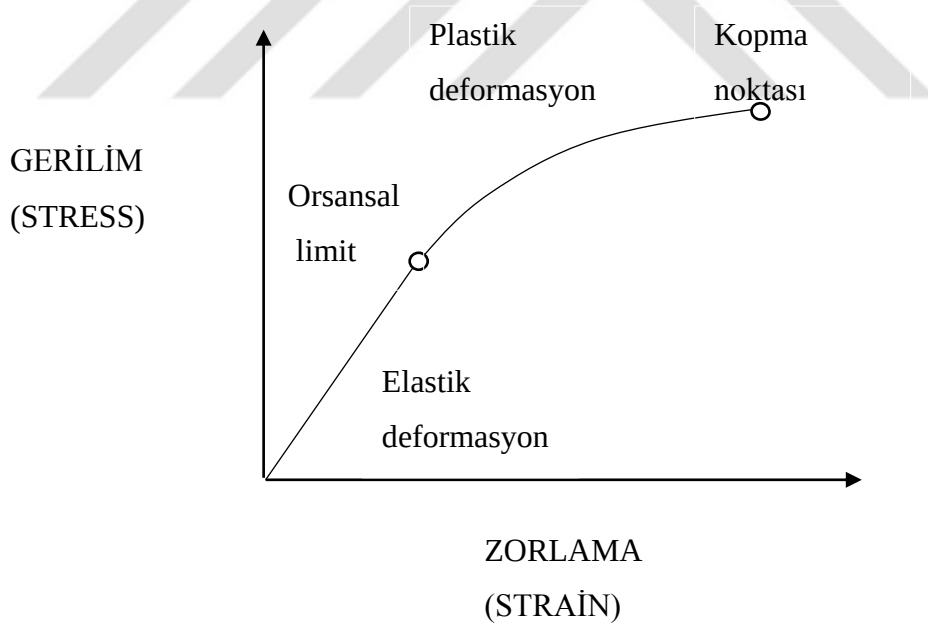
Cisimde meydana gelen boyutsal değişimler elastik veya plastik deformasyon şeklinde oluşabilir. Kuvvetlerin kaldırılması halinde materyal başlangıçtaki şekil ve boyutuna geri dönüyorsa buna elastik deformasyon denir. Eğer kuvvetler kaldırıldığında cisimde kalıcı bir şekil ve boyut değişikliği oluştuysa plastik deformasyon olarak adlandırılır.

Oransal limit: Gerilim-zorlama (şekil değişim) (Şekil 2-13) eğrisinde, gerilim ile zorlamanın doğru orantılı olduğu , maddede hiçbir kalıcı deformasyon meydana gelmeden uygulanabilecek en yüksek gerilim değeri olarak tanımlanır (Cattell ve ark. 2001) .

Elastik limit: Bu değer maddede , elastiklik bölgesinin sona erdiği ve kalıcı şekil değişiminin (akma) başladığı noktadır.

Akma dayanımı: Maddede meydana gelen şekil değişiminin elastik deformasyondan plastik deformasyona geçtiği sınır olarak tanımlanır. Bu noktadan sonra şekil değişimi hızlı bir şekilde artar ve meydana gelen deformasyon tamamen kalıcı (plastik) deformasyondur (Craig 1989).

Elastiklik modülü: Bir materyalin kuvvet altında elastik şekil değiştirmesini ifade eder. Young modülü ya da elastisite modülü olarak da adlandırılabilir. Materyal elastik deformasyon sınırını geçmediği sürece, etkiyen gerilimin şekil değiştirmeye oranıdır. Bu değer büyüdükçe malzeme daha rijit hale gelir yani zorlama ile daha az şekil değişimi gösterir. Küçüldükçe daha elastik yani esnek davranır (Combe 1988, Phillips 1991).



Şekil 2-13: Stress-Strain eğrisi (Caputo ve Standlee 1987)

Kırılma tokluğu: Bir maddenin gerilim altında çatlak ilerlemesine karşı gösterdiği dirence denir. Birim alana düşen gerilim miktarıdır ($\text{Mpa/m}^{1/2}$) (Guazzato ve ark. 2002).

Kırılma dayanımı: Kırılma dayanımı, kuvvet uygulanan bir cismin kırıldığı andaki gerilim miktarına denir. Uygulanan gerilim türüne göre; basma dayanımı, çekme dayanımı ve makaslama dayanımı olarak adlandırılır.

2.2.1. Mekanik Testler

Materyallerin mekanik özelliklerinin incelenmesi için çeşitli test yöntemleri kullanılmaktadır. Tam seramik restorasyonlarda en çok karşılaşılan klinik problem materyalin kırılma dayanımıdır. Tam seramiğin kırılma dayanımını inceleyen çalışmalar seramik yapının güçlendirilmesine ve yeni seramik materyallerin geliştirilmesine katkıda bulunmaktadır. Aynı zamanda bu çalışmalar; tam seramiklerin klinikte kullanım endikasyonlarına ve materyalin fiziksel özelliklerini olumsuz etkileyen koşullar konusuna ışık tutmaktadır (Tinschert ve ark. 2000). Mekanik testlerin fraktografik analiz veya sonlu elemanlar analiz testleriyle desteklenmesi in vivo ve in vitro çalışmalar arasında bağlantı kurmak açısından faydalı olmaktadır (Anusavice ve ark. 2003).

Seramiklerin mekanik dayanımını etkileyen birçok faktör vardır ve buna bağlı olarak test sonuçları değişebilmektedir. Bunlar; kullanılan materyalin cinsi, örnek tipi ve geometrisi, seramik içerisindeki artık stresler, testin uygulandığı çevresel koşullar, örneklerin muhafaza edilme koşulları ve termal döngüler olarak sayılabilir. Bu anlamda dayanıklılık, materyalin yapısal bir özelliği olarak değil koşullardan da etkilenen bir özellik olarak ele alınmalıdır (Kelly 1995; Guazzato ve ark. 2002).

Mekanik testlerde yükleme statik, dinamik veya döngüsel şekilde olabilir. Materyaller maruz kalacakları gerilimlere uygun olarak test edilmelidir. Bir dental restorasyonun test edilmesi için test ortamı ve restorasyonun tasarımı ağız ortamını mümkün olduğunca taklit etmelidir. Böylece test sonucunda yapılan tespitler daha gerçekçi sonuç verecektir (Burke ve ark. 2002). Her bir test yönteminin kendine ait kolaylıkları, sınırlamaları ve avantajları olmakla beraber, ideal olarak hangi test

yönteminin kullanılması gerektiği hakkında ortak bir görüş henüz yoktur (Oden ve Rowcliffe 1996).

Mekanik testler başlıca şu şekilde sınıflandırılabilir:

1. Kırılma testleri

2. Bükülme testleri

a. Tek eksenli bükülme testleri

-3 nokta eğme testi (three point bending)

-4 nokta eğme testi (four point bending)

b. İki eksenli bükülme testleri

-Halka üzerinde halka testi (Ring on ring)

-Halka üzerinde top testi (Ball on ring)

-Üç top üzerinde piston testi (Piston on three balls)

3. Makaslama testleri (Shear)

4. Çekme testleri (Tensile)

2.2.1.1. Kırılma Testleri

Kırılma testine tabi tutulacak sabit seramik restorasyon örneklerin, dişlerin anatomik yapılarına uygun olarak hazırlanması, bu materyallerin ağız içerisindeki davranışlarının daha iyi anlaşılmasına yardımcı olur. Çiğneme esnasında dişlere gelen kuvvetler daha çok baskı şeklindedir, bu açıdan baskı dayanımı çiğneme esnasında önem teşkil eder. Baskı dayanımı ölçen testlerde kuvvet restorasyonun okluzal yüzeyine veya eğimli insizal kenara gelecek şekilde uygulanır (Ferro ve ark. 1994; Carrier ve Kelly 1995).

Kırılma dayanımı ölçen test cihazlarında kuvvet restorasyona dik gelecek (compressive) şekilde veya açı vererek uygulanabilmektedir. Bu cihazlar, test edilen örneğe kuvvet uygulayarak, kırıldığı andaki gerilimi kaydetme prensibiyle çalışırlar. Testlerde kuvvet uygulanmasıyla oluşan ilk çatlak, eğer yük arttırılmaya devam ederse, çatlak tamamen başarısızlığa uğrayana kadar genişlemeye devam eder, başarısızlığın ortaya çıktığı bu nokta kırılma tokluğu olarak belirlenir.

2.2.2. Kırık Yüzeyi Analiz Yöntemleri

Kırılma testine tabi tutulan örneklerde , kırık başlangıç merkezinin ve çatlak ilerlemesinin belirlenmesi, bunun materyalin hangi özelliğinden kaynaklandığının anlaşılması için, kırılma testleri kırık yüzey analizleriyle desteklenmelidir. Başlıca kırık yüzey analiz yöntemleri şunlardır:

- Taramalı elektron mikroskobu (SEM)
- Enerji Yayımlı X-ray Spektroskopisi (EDS)

2.2.2.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Elektronik ve optik sistemlerin birlikte kullanılmasıyla yüksek büyütmelerde, üzerinde işlem ve analizler yapılabilen görüntülerin elde edildiği cihazlar geliştirilmiştir. Taramalı elektron mikroskobu veya SEM (Scanning Electron Microscope) çok küçük bir alana odaklanan yüksek enerjili elektronlarla, yüzeyin taranması prensibiyle çalışır. İlk olarak Max Knoll öncülüğünde 1930'lu yıllarda üretilmiştir. Taramalı Elektron Mikroskobu, birçok dalda araştırma-geliştirme çalışmalarında ve bilimsel araştırmalarda kullanılmaktadır (Flegler ve ark. 1993).

Taramalı Elektron Mikroskobunda (SEM) görüntü, yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronların numune üzerine odaklanması, bu elektron demetinin, örnek yüzeyinin taratılması sırasında elektron ve numune atomları arasındaki etkilerin uygun algılayıcılarda toplanması ve sinyal güçlendiricilerden geçirildikten sonra ekrana aktarılmasıyla elde edilir (Chapman 1986). Algılayıcıya ulaşan elektron sayısına bağlı olarak görüntü daha parlak veya daha karanlık olarak çıkar, bu şekilde örnek yüzeyinin inceleneceği gri tonlu görüntü elde edilir. Işık mikrosbuna kıyasla daha yüksek büyütmelerde, daha iyi odaklama ve kontrast özelliğine sahip görüntüler elde edilir (Seitavuopio 2006).

Tarama işleminden önce örneklerin hazırlanması gerekir. Bu hazırlıklar eğer gerekliyse, örneklerin mikroskop tutucusuna sığacak boyuta indirgenmesi ve yüzeylerinin temiz olmasıdır, bunun ardından örnek yüzeyleri altın püskürtme cihazıyla ince bir altın tabakasıyla kaplanır (Flegler ve ark. 1993).

SEM esnasında örnek ile oluşan elektron etkileşimleri, örnekte herhangi bir hacim kaybı veya yıpranmaya neden olmaz, böylece örnekler tekrar tekrar analiz edilebilir. Ancak bir örneğin SEM ile analiz edilebilmesi için katı olması zorunludur. Ayrıca

Hidrojen, Helyum, Lityum gibi çok hafif elementler SEM’da algılanamamaktadır (Evans ve ark. 1992).

Bir yüzey inceleme metodu olan taramalı elektron mikroskopuyla diş yüzeyindeki değişikliklerle beraber, restoratif materyal ve diş arasındaki ilişkinin dinamik, kimyasal ve topografik özellikleri detaylı olarak incelenebilmektedir (Cowan ve ark. 1996).

Kırılma yüzeylerinin analiz edilmesi fraktografi olarak adlandırılır. Kırığın başlangıç yerinin saptanması, çatlak ilerlemesinin belirlenmesi, kırık tiplerinin ayırt edilmesi ve anlaşılması için örneklerin mekanik testler sonrasında fraktografik analizlerle desteklenmesi gereklidir. SEM ile bu özellikler detaylı olarak incelenerek fraktografik analizler yapılabilmektedir (Anusavice ve Philips 2003).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada farklı kimyasal içeriğe sahip 8 farklı CAD/CAM bloktan hazırlanan kuron protezlerinin kırılma dayanımı in vitro olarak incelendi. Yapılan power analizi sonuçları göz önünde bulundurularak, her biri 10 örnekten oluşan 8 farklı grup oluşturuldu. Tüm örnekler anatomik premolar kuron formunda CEREC sisteminde hazırlandı. Universal test cihazında, kırılma dayanımı test edilen örneklerin sonuçları karşılaştırmalı olarak incelendi ve istatistiksel açıdan yorumlandı.

Araştırma İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı'nda, Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) incelemesi İstanbul Üniversitesi Kimya Mühendisliği Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

3.1. Kullanılan Materyaller ve Cihazlar

Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3-1'de, kullanılan cihazlar Tablo 3-2'de belirtilmiştir.

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan materyaller

Marka	Üretici firma	Materyal	İçerik
Cerec Bloc	Sirona, Bensheim, Almanya	Feldspatik monokromatik seramik blok	SiO ₂ K ₂ O, Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, CaO, TiO ₂
Cerec Bloc PC	Sirona, Bensheim, Almanya	Feldspatik polikromatik seramik blok	SiO ₂ K ₂ O, Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, CaO, TiO ₂
IPS Empress CAD	Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Lösit ile güçlendirilmiş seramik blok	SiO ₂ K ₂ O, Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, CaO, Renklendirici oksitler
IPS e.max CAD	Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik blok	SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, P ₂ O ₅ , ZrO ₂ , ZnO, Al ₂ O ₃ , MgO, Renklendirici oksitler

Rosetta	HASS, Gangwon-do, Kore	Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik blok	SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, P ₂ O ₅ , ZrO ₂ , ZnO, Al ₂ O ₃ , MgO, Renklendirici oksitler
Lava Ultimate	3M ESPE, Seefeld, Almanya	Reçine nanoseramik blok	İnorganik seramik matriks (%80): nanopartiküller (20 nm silika , 4-11 nm zirkonya, ve silika-zirkonya nanopartikül demetleri). Organik reçine matriks (%20): UDMA, BisGMA, TEGDMA, BisEMA
Vita Enamic	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	Hibrit seramik blok	İnorganik seramik matriks (%86):SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, Zr ₂ O, Ca ₂ O. Organik reçine matriks (%14): UDMA, TEDGMA
Vita Suprinity	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	Zirkonya infiltre lityum silikat seramik blok	Zr ₂ O, Si ₂ O, Li ₂ O, K ₂ O, P ₂ O ₅ , Al ₂ O ₃
RelyX Ultimate	3M ESPE, St. Paul, ABD	Dual polimerize reçine siman	Baz: Metakrilat monomerler, radyoopak silanize doldurucular, başlatıcılar, stabilize ediciler, reolojik eklentiler. Katalizör: Metakrilat monomerler, radyoopak alkalın doldurucular, başlatıcılar, stabilize ediciler, renk pigmentleri, reolojik eklentiler, dual-cure aktivatör

IPS Ceramic Etch	Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Porselen asidi	%5 Hidroflorik asit
Monobond Plus	Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Silan	Etanol, 3-trimetoksipropilmetakrilat, Metakrilat fosforik asit esterleri
Scotchbond universal adhesive	3M ESPE, Seefeld, Almanya	Bağlayıcı ajan	MDP fosfat monomer, dimetakrilat reçine, HEMA, Vitrebond kopolimer, doldurucular, etanol, su, başlatıcılar, silan
Scotchbond universal etchant	3M ESPE, Seefeld, Almanya	Fosforik asit	%32 fosforik asit, su, sentetik amorf silika, polietilen glikol, alüminyum oksit
IPS Contrast Spray Labside	Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Yansıtıcı sprey toz	Ethanol içinde pigment süspansiyonu, propan-bütan karışımı
PalaXpress dental acrylic	Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya	Otopolimerizan akrilik	Toz: Metilmetakrilat-kopolimer Likit: Metilmetakrilat, dimetakrilat

Tablo 3-2: Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihaz	Üretici firma
CAD/CAM tasarım ünitesi CEREC inLab	Sirona, Bensheim, Almanya
Optik okuyucu inEos X5	Sirona, Bensheim, Almanya
CAD/CAM freze ünitesi MC XL	Sirona, Bensheim, Almanya
Porselen fırını Vita Vacumat 6000 MP	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
Porselen fırını Programat EP 5010	Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein
CNC torna tezgahı Mazatrol pc fusion cnc 640m	Yamazaki Mazak Co, Tokyo , Japonya
Işık cihazı Elipar	3M ESPE, Seefeld, Almanya
Kırma testi cihazı Zwick Roell Z050	Zwick , Ulm, Almanya
Taramalı elektron mikroskobu SEM Quanta FEG 450	Quanta, Oregon, ABD
Altın kaplama cihazı Emitech SC7620 Sputter Coater	Quorum, Laughton, UK
Ağız içi kumlama cihazı MicroEtcher II Intraoral Sandblaster	Danville Materials, California, ABD
Dijital kumpas Mitutoyo	Mitutoyo, Kawasaki, Japan

3.2. Dişlerin Hazırlanması

Bu çalışma için etik kurul onayı İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu'ndan alındı (Protokol kodu:2014/4-Rev/2). Çalışmada ortodontik ya da periodontal nedenlerden çekilmiş; çürük, defekt ve herhangi bir restorasyon içermeyen maksiller premolar insan dişleri kullanıldı. Dişler ultrasonik scaler yardımıyla tartar ve doku artıklarından temizlendi (Şekil 3-2). Ardından distile su içerisinde bekletildi. Çalışmada standardizasyonun sağlanması amacıyla dişler dijital kumpas (Mitutoyo, Kawasaki, Japan) ile ölçülerek, birbirine en yakın çap ve boyutlarda olan 80 adet diş çalışmaya dahil edildi. Ölçümler sonucu çalışmaya dahil edilen dişler; Bukko-Lingual (B-L: $8,73 \pm 0,19$ mm), Mezio-Distal (M-D: $6,81 \pm 0,14$ mm) ve Okluzo-Gingival (O-G: $6,74 \pm 0,12$ mm) boyutlarına sahiptir (Şekil 3-1).

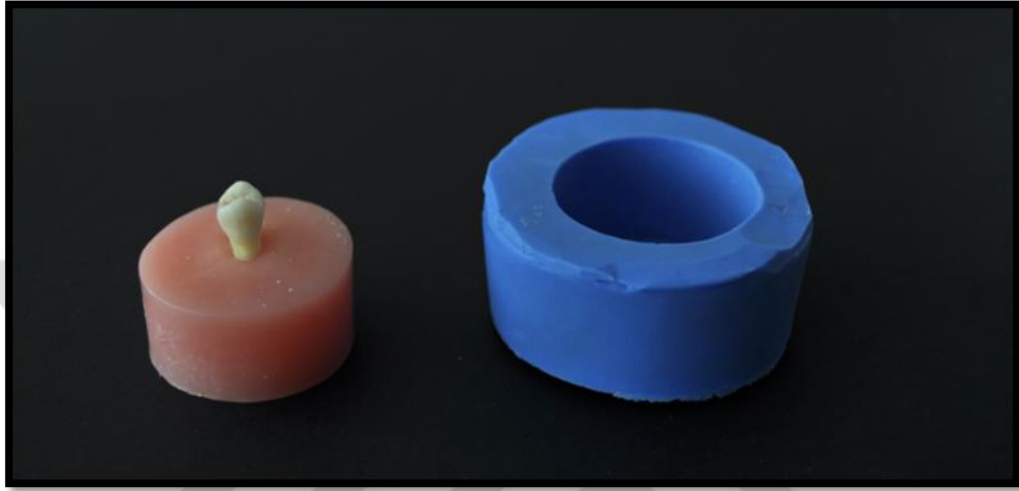


Şekil 3-1: Dişlerin dijital kumpas ile ölçülmesi



Şekil 3-2: Dişlerin ultrasonik scaler ile temizlenmesi

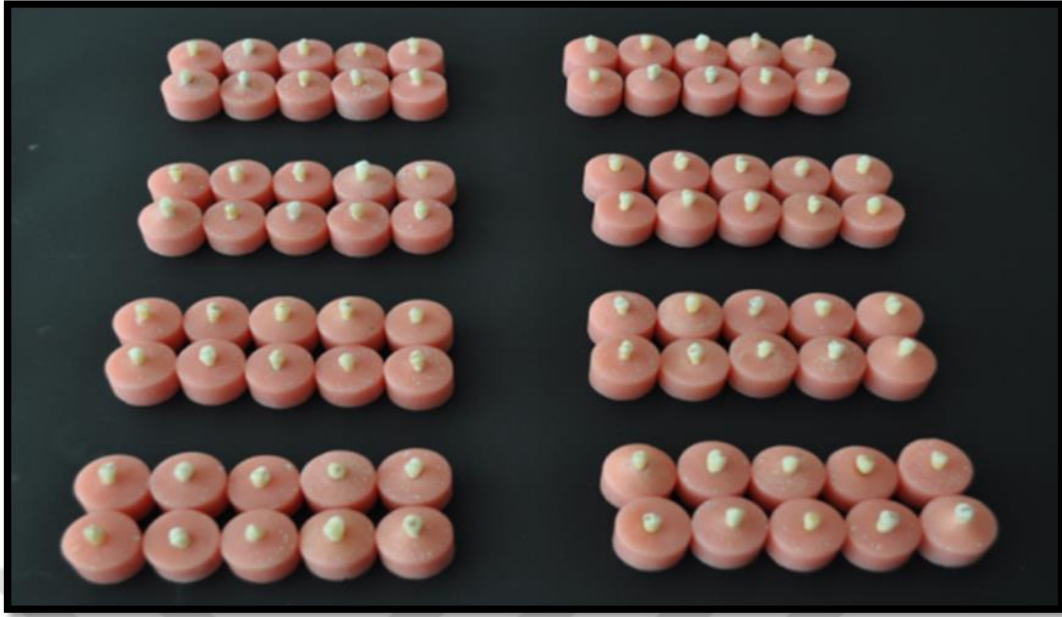
Tüm dişler silindirik formdaki kalıplara dökülen otopolimerizan akrilik reçine (PalaXpress, Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) içersine gömüldü (Şekil 3-3 ve Şekil 3-4). Dişleri yerleştirirken akriliğın, mine-sement sınırının 2 mm altında kalmasına ve köklerin uzun aksının horizontal düzleme dik olmasına dikkat edildi (Şekil 3-5).



Şekil 3-3: Dişlerin silikon kalıp ile otopolimerizan akrilik reçine içine gömülmesi

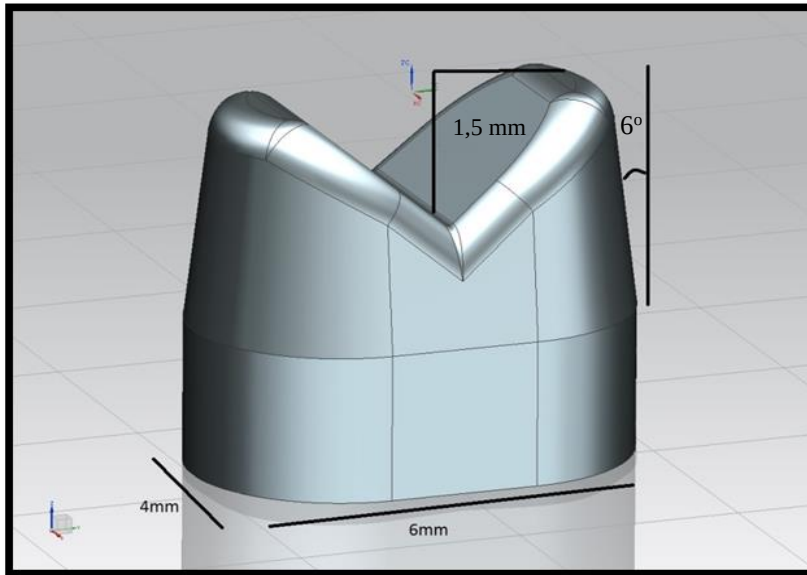
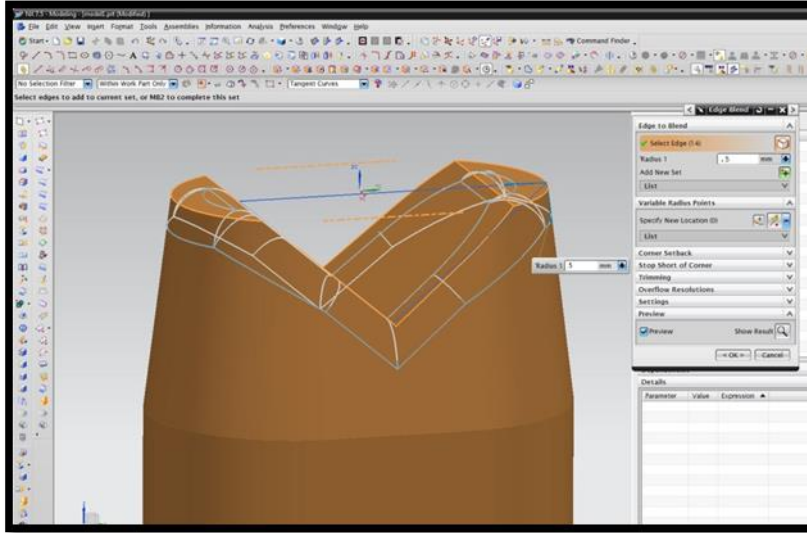
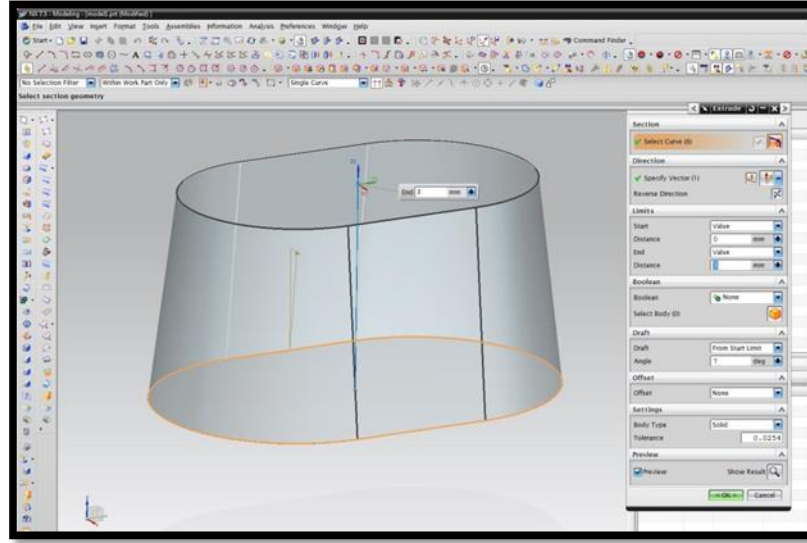


Şekil 3-4: Akrilik reçine içine gömülen dişlerin görünümü

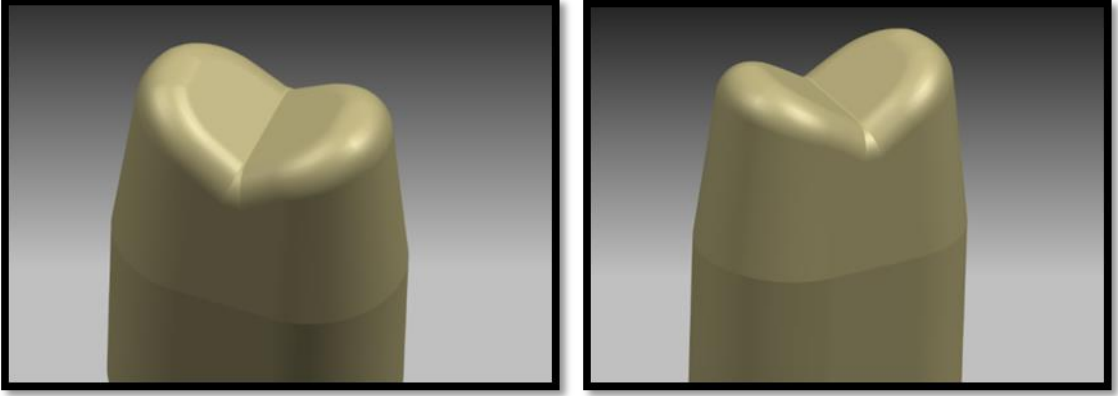


Şekil 3-5: Hazırlanan 80 adet dişin görünümü

Diş preparasyonlarında standardizasyonun sağlanabilmesi amacıyla kesimler CNC torna cihazında gerçekleştirildi. Bunun için diş preparasyonunun 3 boyutlu katı modeli oluşturuldu. Bu katı modelin tasarımında UGS NX 7.5 **Cad** modülü kullanıldı. Yazılım üzerinde belirlenen M-D ve B-L boyutlar basamak kalınlığı baz alınarak hesaplandı. Bunun için en küçük çaptaki diş seçilerek, 1.2 mm basamak (dik açılı epolman) kalınlığını sağlayacak M-D ve B-L ölçüler belirlendi. O-G boyutları ise; üretici firma talimatlarına göre okluzalden 2 mm aşındırma yapılacak şekilde hesaplandı. Bu ölçülere göre yazılım üzerinde boyutları; B-L: 6 mm, M-D: 4 mm, O-G: 4 mm olan, 6° koniklik açısına sahip 3 boyutlu bir diş preparasyon modeli oluşturuldu. UGS NX 7.5 **Cad** modülü'nde oluşturulan diş preparasyonunun 3 boyutlu katı modelinin tasarım aşamaları Şekil 3-6'da, katı model tasarımının son hali Şekil 3-7'de gösterilmektedir. Tasarlanan katı modelin CNC tezgahta işleme yazılımı UGS NX 7.5 **Cam** modülü ile gerçekleştirildi.



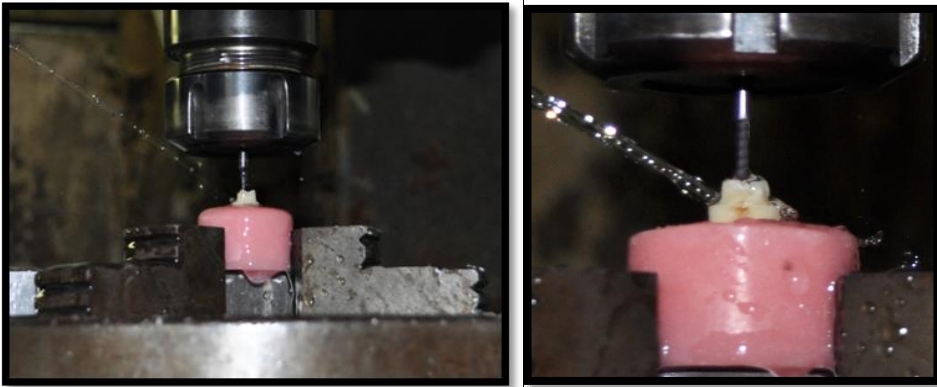
Şekil 3-6: 3 boyutlu diş preparasyon modelinin tasarım aşamaları (Şablon oluşturulması, boyutların ve açılarının belirlenmesi)



Şekil 3-7: Diş preparasyon modelinin son hali

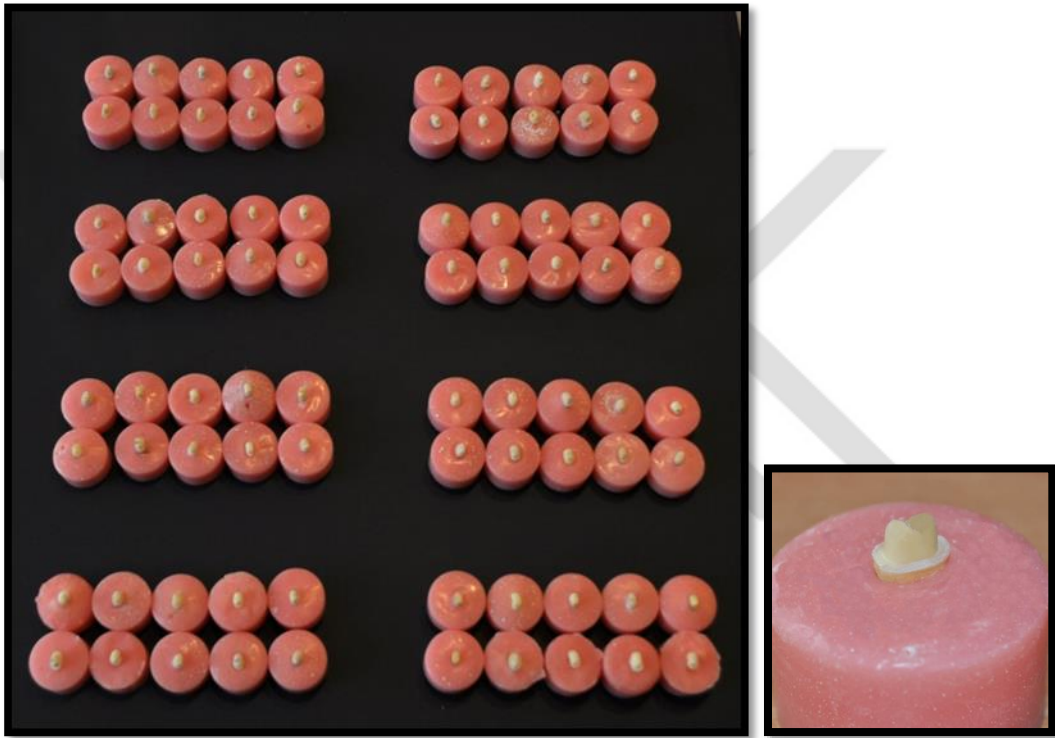


Şekil 3-8: CNC torna tezgahı



Şekil 3-9: Dişlerin CNC torna tezgahında kesimi

Akrilik bloklara gömülü 80 adet diş tek tek CNC torna tezgahının (Mazatrol pc fusion cnc 640m, Mazak, Japan) merkezinde konumlanacak şekilde sabitlendi (Şekil 3-8). Preparasyonlar, 3 boyutlu katı modele uygun olarak, 8 mm uzunlukta, 012 numaralı elmas epolman frezlerle (Coltene/Whaledent AG, Liechtenstein, Switzerland), su soğutması altında gerçekleştirildi (Şekil 3-9 ve Şekil 3-10).



Şekil 3-10: CNC torna tezgahında kesimi tamamlanan dişlerin görünümü

3.3. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Diş hazırlığı tamamlanan 80 adet maksiller küçük azı dişi her grupta 10 örnek olmak üzere 8 gruba ayrıldı. Her bir grup için farklı CAD/CAM bloklardan kuron protezleri hazırlandı (Tablo 3-3).

Tablo 3-3: Çalışma grupları

Çalışma Grubu	Örnek Sayısı	Kullanılan Blok
1	10	Cerec Bloc
2	10	Cerec Bloc PC
3	10	IPS Empress CAD
4	10	IPS e.max CAD
5	10	Rosetta
6	10	Vita Suprinity
7	10	Vita Enamic
8	10	Lava Ultimate

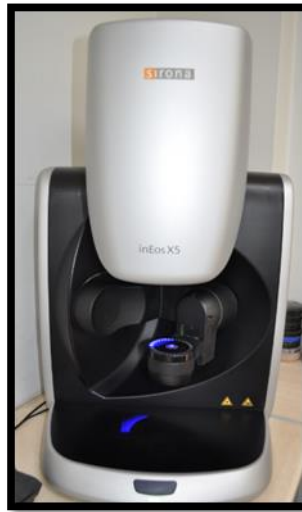
3.4. Cerec Sistemi ile Kuron Protezlerinin Hazırlanması

3.4.1. Optik Ölçünün Alınması

Cerec sisteminde kuron tasarımını yapabilmek için öncelikle standart olarak hazırlanan dişlerden bir tanesi rastlantısal olarak seçildi. Diş optik ölçü için inEos X5 inLab tarayıcının tablasına sabitlendi (Şekil 3-11; Şekil 3-12).



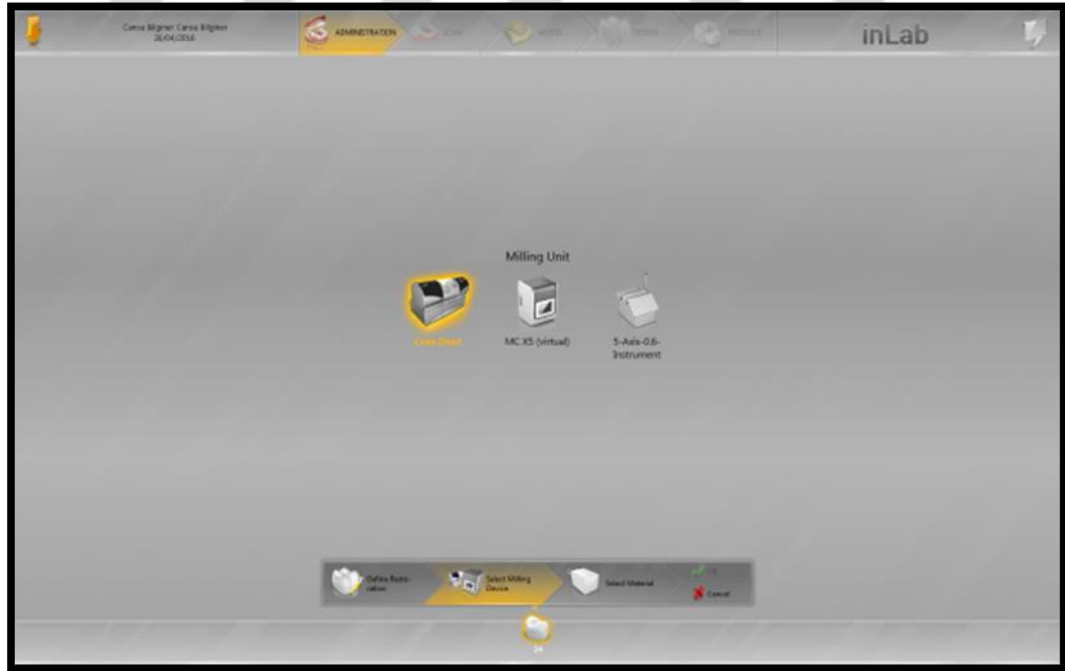
Şekil 3-11: Dişlerin inEos tarayıcı tablasına yerleştirilmesi



Şekil 3-12: Sirona inEos X5 inLab tarayıcı

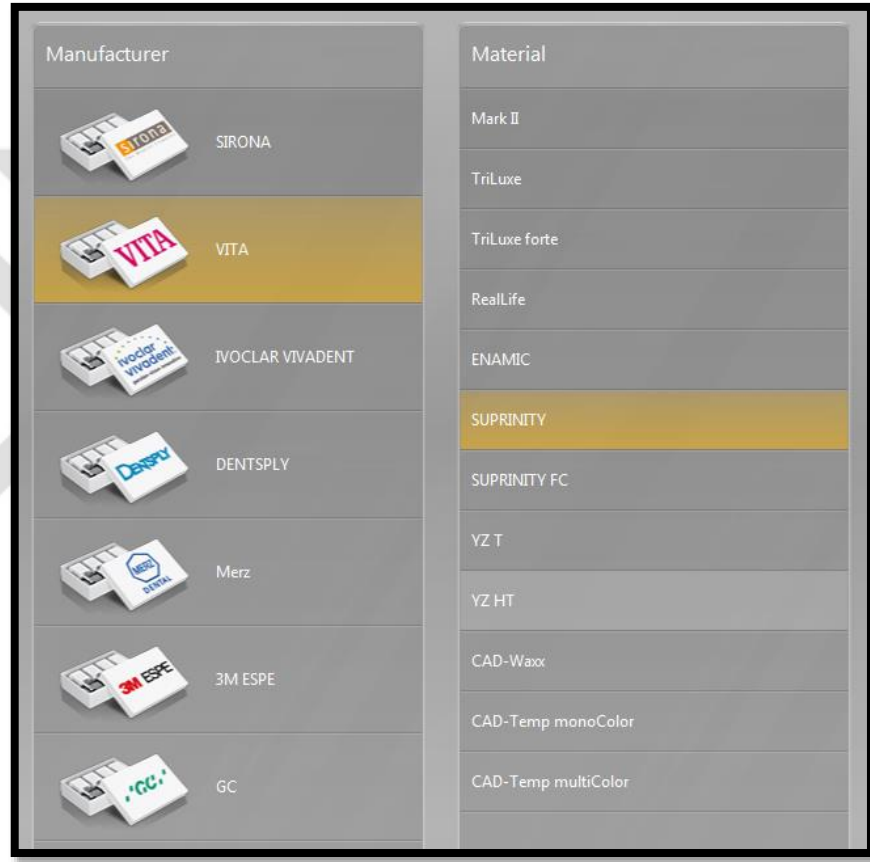


Şekil 3-13: Cerec inLab yazılımında yeni hasta kartı açma

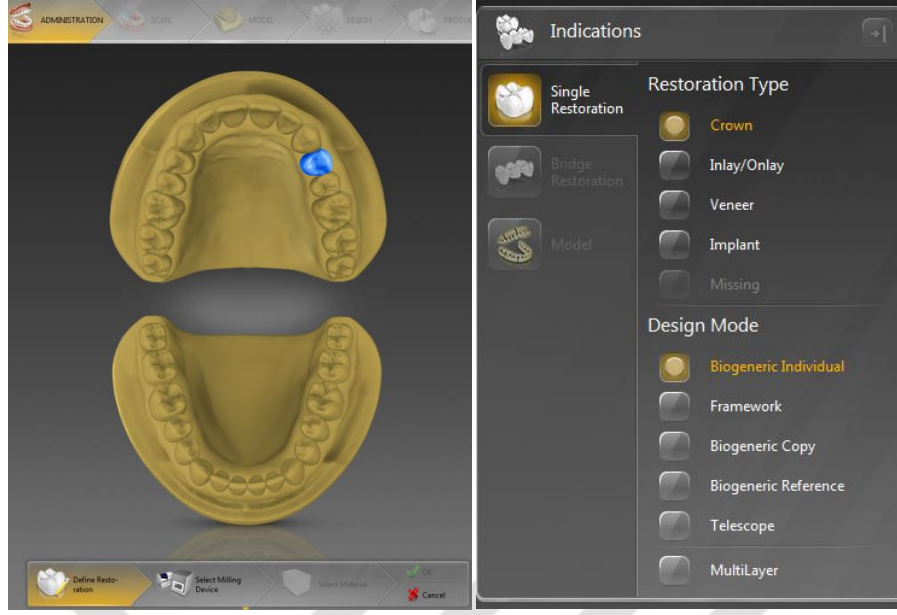


Şekil 3-14: Freze ünitesinin seçimi

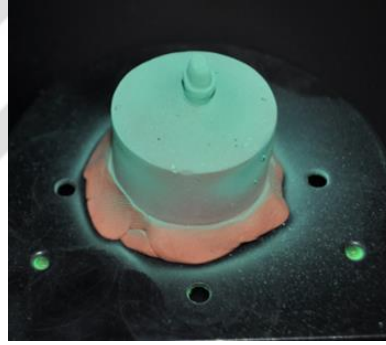
Cerec inLab yazılımında optik taramayı başlatabilmek için öncelikle ‘Add New Patient’ (Yeni Hasta Ekle) yazısına tıklanarak yeni hasta kartı açıldı (Şekil 3-13). Daha sonra kullanılan freze cihazı (Şekil 3-14), blok materyali (Şekil 3-15), diş numarası (Şekil 3-16) ve restorasyonun tipi işaretlendikten sonra seçilen dişin yüzeyi yansıtıcı sprey toz (IPS Contrast Spray Labside) ile kaplandı ve inLab tarayıcıya (InEos X5) yerleştirilerek optik ölçü elde edildi (Şekil 3-17 ve 3-18).



Şekil 3-15: Blok materyalinin seçimi



Şekil 3-16: Diş numarasının ve restorasyon tipinin işaretlenmesi

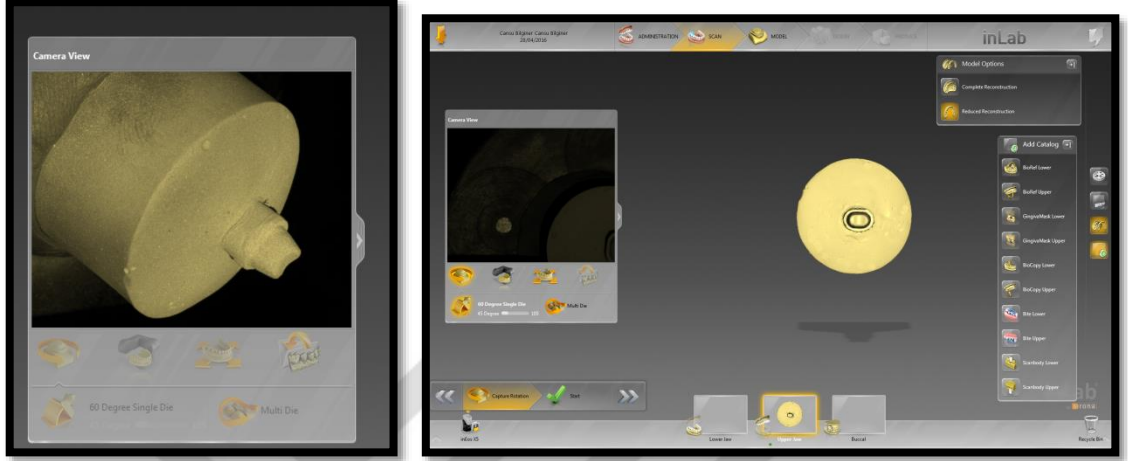


Şekil 3-17: Diş yüzeyinin yansıtıcı sprey toz ile kaplanması



Şekil 3-18: Dijital ölçünün alınması

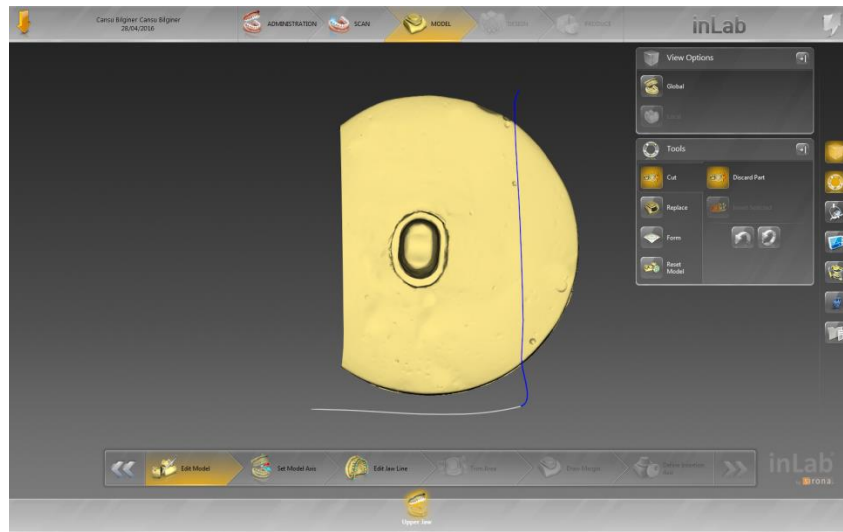
Bu aşamada ölçüde bir problem varsa alınan görüntü silinerek bu işlemler tekrarlanabilir. Tüm yüzeylerin net bir şekilde görüntülediğine emin olduktan sonra veriler sisteme kaydedilerek optik ölçü aşaması tamamlandı (Şekil 3-19).



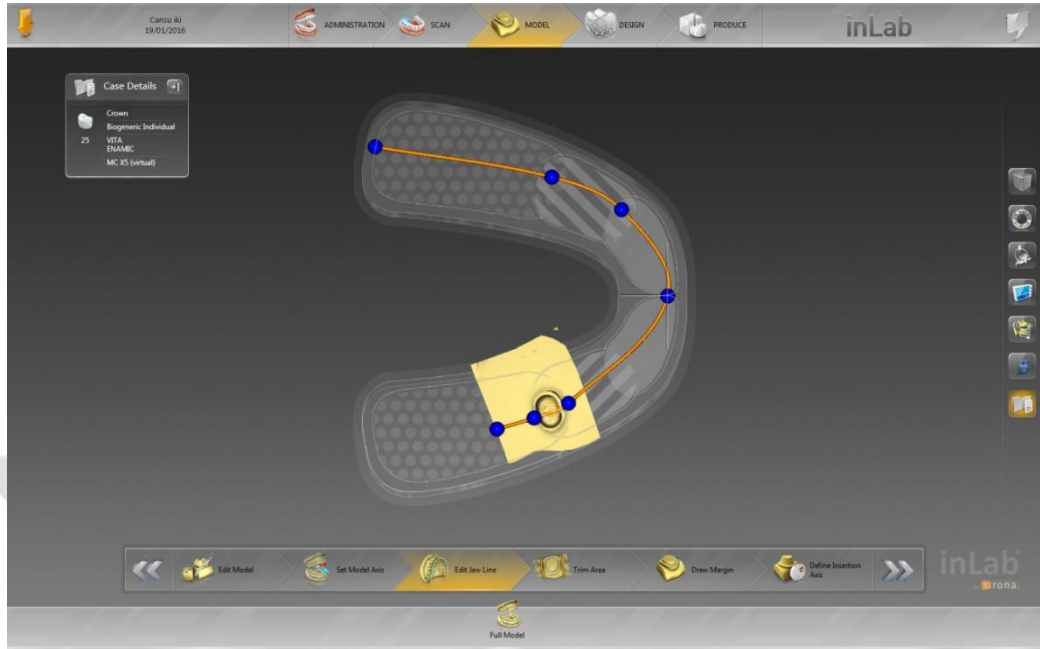
Şekil 3-19: Optik ölçünün tamamlanması ve sisteme kaydedilmesi

3.4.2. Restorasyon tasarımı

Verileri kaydedilen ölçü üzerinde düzenlemeler yapabilmek için ileri tuşuna basılarak ekranda ‘model’ aşamasına geçildi. Model aşamasının ‘edit model’ bölümündeki ayarlardan dişi çene arkı üzerinde konumlandırabilmek için fazlalıklar kesildi (Şekil 3-20).

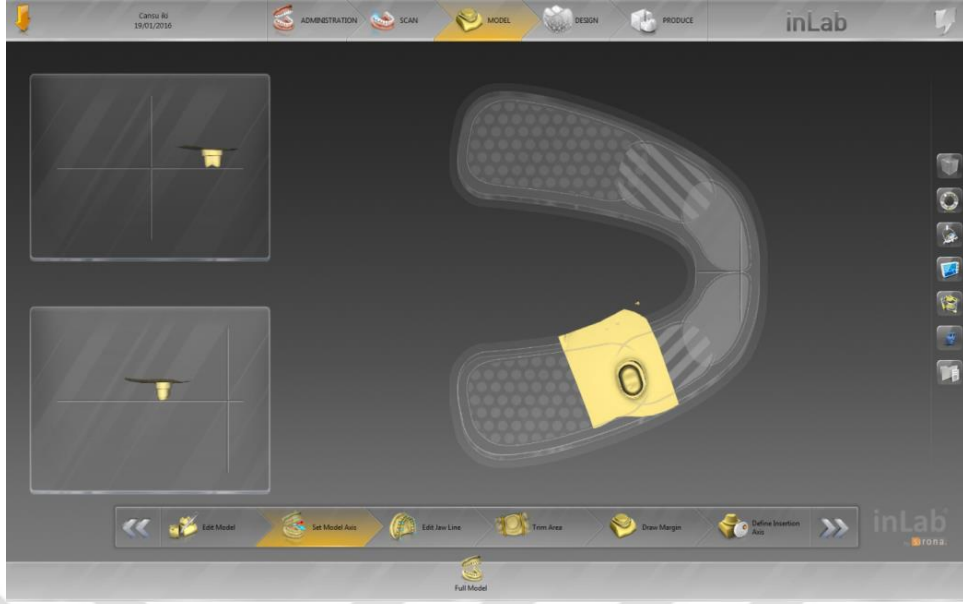


Şekil 3-20: Modelin düzenlenmesi

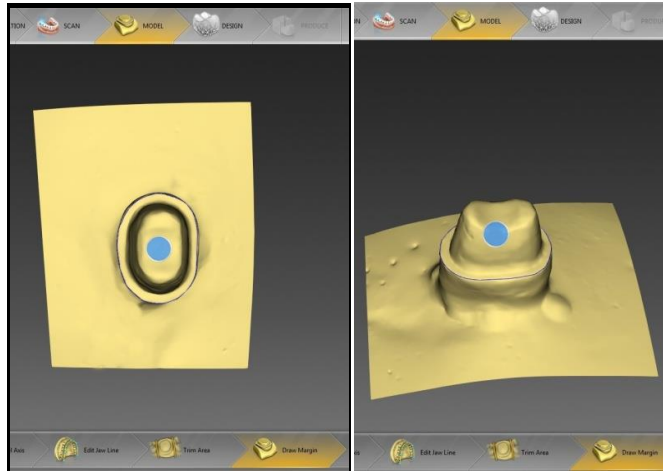


Şekil 3-21: Dişin ark üzerinde konumlandırılması

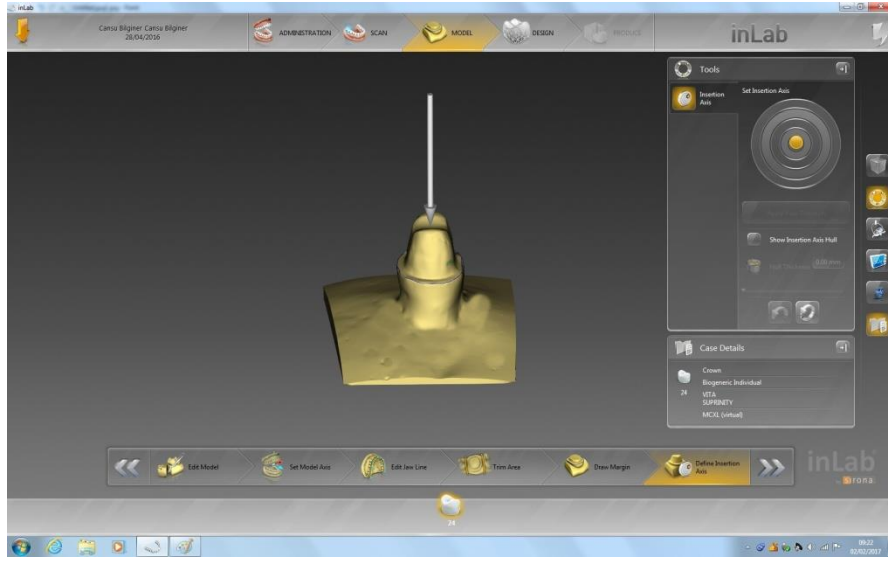
Model aşamasının devamında diş, sanal çene arkı üzerindeki yerine yerleştirildi (Şekil 3-21). Programda model ayarlarının yapılabilmesi için solda 2 tane ekran açıldı (Şekil 3-22). Bu ekranlarda dişin tüberkül tepeleri sanal okluzyon düzleminden geçecek şekilde, dişin uzun eksenini de vertikal düzleme paralel olarak ayarlandı. Daha sonra ileri tuşuna basıldığında preparasyon marjlerinin çizilmesi için bir ekran açıldı. Bu ekranda preparasyon marjleri önce otomatik olarak, daha sonra düzeltmeler manuel olarak çizildi (Şekil 3-23). Sınırların düzgün olarak çizildiğinden emin olduktan sonra 'Define Insertation Axis' bölümünden restorasyonun giriş yolu sanal okluzyon düzlemine dik olacak şekilde belirlendi ve 'OK' tuşuna basarak ayarlar kaydedildi (Şekil 3-24).



Şekil 3-22: Aksın ayarlanması

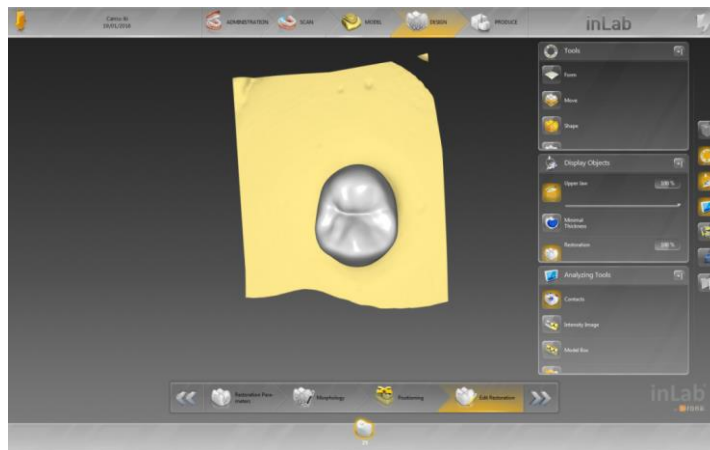


Şekil 3-23: Preparasyon marjlerinin çizilmesi



Şekil 3-24: Giriş yolunun ayarlanması

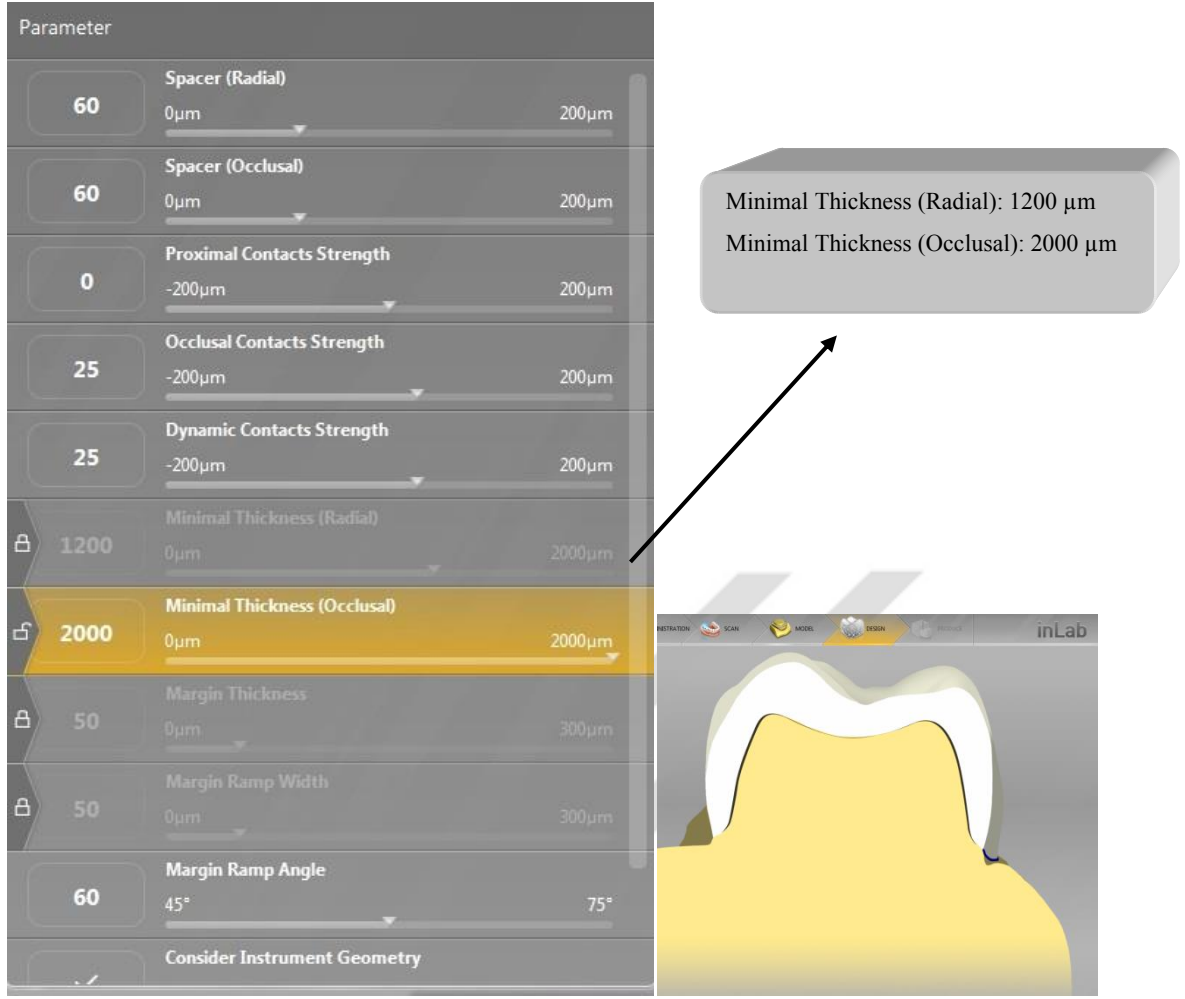
Bir sonraki aşama restorasyonun dizaynidir. Bu aşamada yazılımın otomatik olarak verdiği tasarım kontrol edildi (Şekil 3-25) ve ‘tool’ seçeneğiyle son uyumlamalar yapıldı. ‘Restoration parameters’ bölümünden ise restorasyonun kalınlığı, siman aralığı, aproksimal ve okluzal kontaktları gibi parametre ayarları yapıldı. Restorasyonun kalınlığı Tablo 3-4’te belirtilen, üretici firmaların premolar kuron restorasyonu için önerdikleri kalınlık miktarlarına göre belirlenmiştir. Restorasyonun parametre ayarları Şekil 3-26’da belirtilmiştir.



Şekil 3-25: Yazılımın otomatik olarak verdiği dizayn modeli

Tablo 3-4: Premolar kuron restorasyonu için üretici firmaların önerdiği seramik kalınlık miktarları

Blok	Okluzal	Çevresel	Basamak
Cerec Bloc	2 mm $\geq$	1,5 mm $\geq$	0,8 mm $\geq$
Cerec Bloc PC	2 mm $\geq$	1,5 mm $\geq$	0,8 mm $\geq$
IPS Empress CAD	2 mm $\geq$	1,5 mm $\geq$	1 mm $\geq$
IPS e.max CAD	1,5 mm $\geq$	1,5 mm $\geq$	1 mm $\geq$
Rosetta	1,5 mm $\geq$	1,5 mm $\geq$	1 mm $\geq$
Vita Suprinity	1,5-2 mm	1,5 mm $\geq$	1 mm $\geq$
Vita Enamic	1,5 mm $\geq$	0,8-1,5 mm	0,8mm $\geq$
Lava Ultimate	1,5 mm $\geq$	1,5 mm $\geq$	1 mm $\geq$



Şekil 3-26: Restorasyon parametrelerinin belirlenmesi

3.4.3. Restorasyonların Üretimi

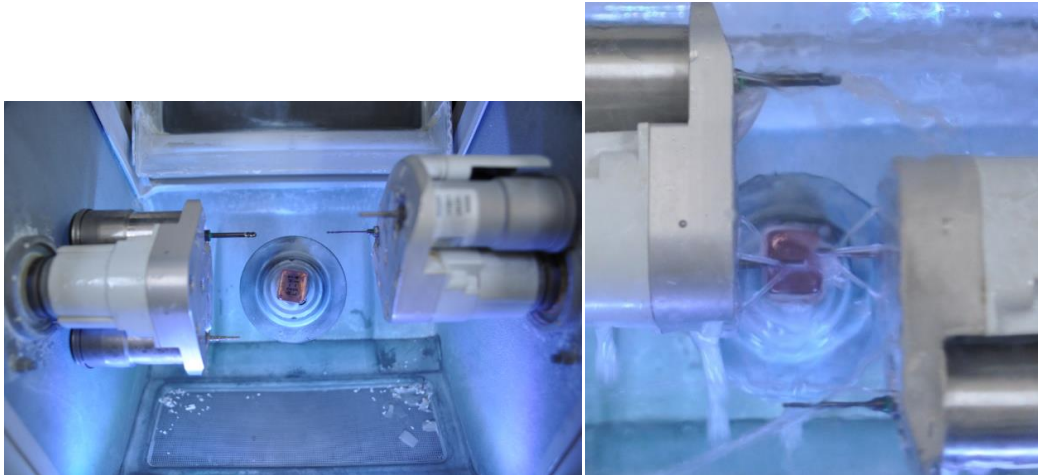
Restorasyonun tasarım aşaması tamamlandıktan sonra 'Produce' bölümünden üretim aşamasına geçildi. Bu aşamada restorasyonun blok içerisindeki konumu, tij yeri, kullanılacak blok çeşidi ayarlandı (Şekil 3-27). Daha sonra freze ünitesine kullanılacak blok yerleştirilip, kapağı kapatıldı. Bilgisayarda 'start production' sekmesine tıklanarak freze ünitesine (Şekil 3-28) frezeyi başlatması için komut gönderildi ve su soğutması altında freze işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3-29). Kuron restorasyonları her grup için aynı tasarımdan standart olarak üretildi.



Şekil 3-27: Restorasyonun blok içerisinde konumlandırılması



Şekil 3-28: inLab MC XL freze ünitesi



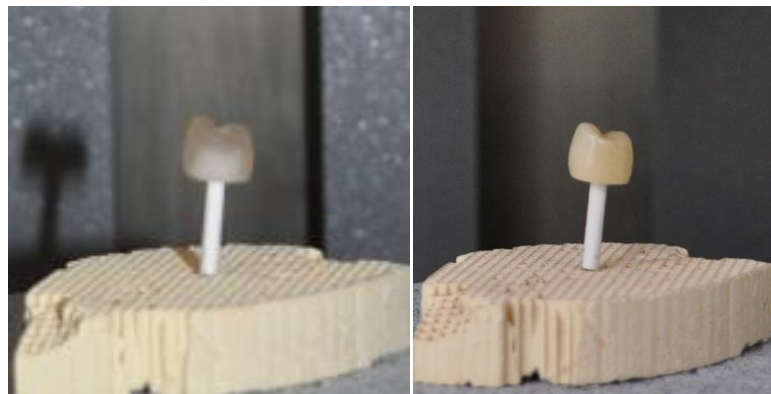
Şekil 3-29: Bloğun freze ünitesine yerleştirilmesi ve su soğutması altında bloğun freze edilmesi

3.5. Vita Suprinity Örneklerin Kristalizasyon Fırınlaması

Vita Suprinity kuron restorasyonları parsiyel kristalize formdaki bloklardan elde edildi. Parsiyel kristalize formdayken elmas frezler yardımıyla düşük devirde ve düşük basınç altında tij yeri düzeltildi. Daha sonra ultrasonik banyoda temizlenen kuron protezleri kristalizasyon fırınlaması için pinler yardımıyla fırın tablasına yerleştirildi (Şekil 3-30). Kristalizasyon Vita Vacumat 6000 MP porselen fırınında (Şekil 3-30) 400⁰C'den başladı ve 4 dakika bu sıcaklıkta bekledikten sonra sıcaklık dakikada 55⁰C arttırılarak 840⁰C'ye kadar yükseltildi, 8 dakika bu sıcaklıkta bekletildikten sonra vakum altında 8 dakika daha bekletilip soğumaya bırakıldı (Tablo 3-5). Kristalizasyon tamamlandığında şeffaf görünümdeki, bal rengi Vita Suprinity kuron restorasyonları ipeksi mat beyaz bir görünüm aldı (Şekil 3-31). Bu işlem sonrasında oluşan % 0,1 oranındaki sinterizasyon büzülmesi göz ardı edildi.



Şekil 3-30: Vita Suprinity örneğin freze sonrası görünümü ve Vita Vacumat fırınına yerleştirilmesi



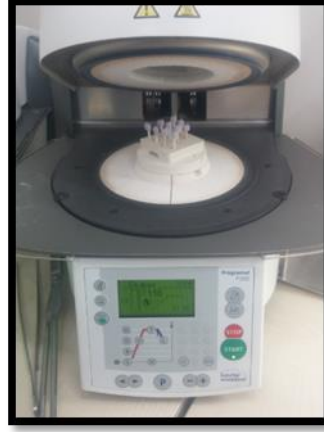
Şekil 3-31: Vita Suprinity örneğin kristalizasyon öncesi ve sonrası görünümü

Tablo 3-5: Vita Suprinity örneklerin kristalizasyon fırınlama ısıları

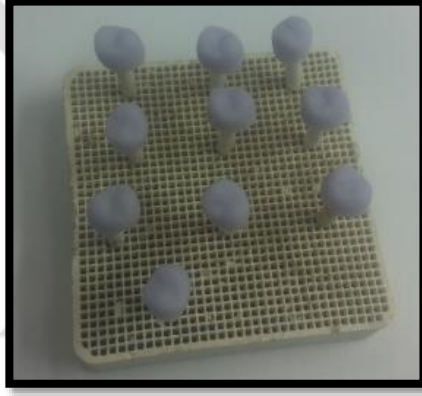
Başlangıç sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığında bekleme süresi (dk)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dk)	En yüksek sıcaklık (°C)	Hedef ısıda bekleme süresi (dk)	Vakum başlangıcı (°C)	Vakum bitimi (°C)	Soğutma ısısı (°C)	Soğutma hızı (°C/dk)
400	4	55	840	8	410	840	680	20

3.6. IPS e.max CAD ve Rosetta Örneklerin Kristalizasyon Fırınlaması

IPS e.max CAD ve Rosetta bloklar parsiyel kristalize formda mavi renkli bloklardır. Frezeden sonra elde edilen mavi renkli kuron restorasyonlarının önce tij yerleri elmas frezlerle düzeltildi ve ultrasonik banyoda artıklar uzaklaştırıldı. Daha sonra kuron örnekleri kristalizasyon fırınlaması için pinler yardımıyla fırın tablasına yerleştirildi. Fırınlama işlemi Programat P500 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) fırınında gerçekleştirildi (Şekil 3-32). Üretici firma önerileri doğrultusunda başlangıç sıcaklığı 400°C olarak ayarlandı ve bu sıcaklıkta 4 dakika bekletildi daha sonra sıcaklık dakikada 55°C artacak şekilde 840°C'ye kadar arttırıldı. 410°C'den 840°C'ye kadar sıcaklık artışı vakum altında gerçekleşti, daha sonra kuron restorasyonları soğumaya bırakıldı (Tablo 3-6). Kristalizasyon tamamlandıktan sonra mavi renkteki kuron örnekleri mat beyaz bir görünüm almıştır (Şekil 3-33). Bu işlem sonrası oluşan % 0.2'lik sinterizasyon büzülmesi göz ardı edildi.



Şekil 3-32: Programat P300 porselen fırınına yerleştirilen örneklerin görünümü



Şekil 3-33: IPS e.max CAD ve Rosetta örneklerin kristalizasyon öncesi ve sonrası görünümü

Tablo 3-6: IPS e.max CAD ve Rosetta örneklerin kristalizasyon fırınlama ısıları

Başlangıç sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığında bekleme süresi (dk)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dk)	En yüksek sıcaklık (°C)	Hedef ısıda bekleme süresi (dk)	Vakum başlangıcı (°C)	Vakum bitimi (°C)	Soğutma ısısı (°C)	Soğutma hızı (°C/dk)
400	4	55	840	8	410	840	680	20

3.7. Restorasyonların Polisaj ve Glazür Aşaması

Cerec Bloc ve Cerec Bloc PC glazürü için Vita Akzent Plus glazür kiti kullanıldı. Glazür fırınlaması için üretici talimatları Tablo 3-7’de gösterildiği gibi uygulandı.

Tablo 3-7: Cerec Bloc ve Cerec Bloc PC glazür fırınlaması süreleri ve sıcaklıkları

Başlangıç sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığında bekleme süresi (dk)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dk)	En yüksek sıcaklık (°C)	Hedef ısıda bekleme süresi (dk)	Vakum (%)
500	6	45	850	1	100

IPS Empress CAD restorasyonların glazürü için IPS Empress Universal Glazing Paste ve IPS Empress Universal Glaze and Stain Liquid (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanıldı. Üretici firma talimatlarına göre Tablo 3-8’de belirtildiği şekilde glazür fırınlaması yapıldı.

Tablo 3- 8: IPS Empress CAD glazür fırınlaması süreleri ve sıcaklıkları

Başlangıç sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığında bekleme süresi (dk)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dk)	En yüksek sıcaklık (°C)	Hedef ısıda bekleme süresi (dk)	Vakum başlangıcı (°C)	Vakum bitimi (°C)
403	6	100	790	1-2	450	789

IPS e.max CAD ve Rosetta restorasyonların glazürü için IPS Ivocolor glazür kiti kullanıldı. Tablo 3-9’da belirtilen üretici firma talimatlarına göre glazür fırınlaması uygulandı.

Tablo 3-9: IPS e.max CAD ve Rosetta glazür fırınlaması süreleri ve sıcaklıkları

Başlangıç sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığında bekleme süresi (dk)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dk)	En yüksek sıcaklık (°C)	Hedef ısıda bekleme süresi (dk)	Vakum başlangıcı (°C)	Vakum bitimi (°C)
403	6	60	710	1	450	709

Vita Suprinity restorasyonların glazürü üretici talimatlarına göre Vita Akzent Plus (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) glazür kiti kullanılarak yapıldı. Glazür fırınlaması Tablo 3-10’da gösterilen üretici firma talimatları doğrultusunda uygulandı.

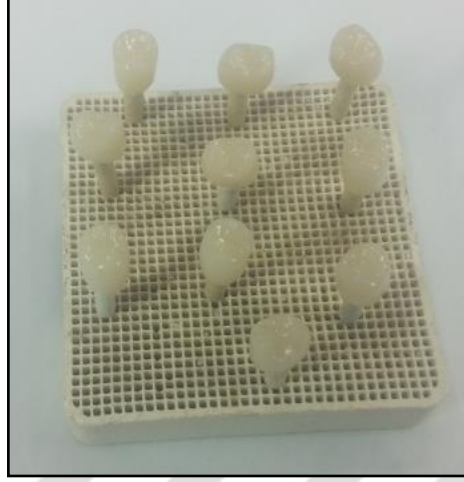
Tablo 3-10: Vita Suprinity glazür fırınlaması süreleri ve sıcaklıkları

Başlangıç sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığında bekleme süresi (dk)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dk)	En yüksek sıcaklık (°C)	Hedef ısıda bekleme süresi (dk)
400	4	80	800	1

Vita Enamic restorasyonların glazürü için, Vita Enamic Glaze restorasyon yüzeyine sürülerek, standart ışık cihazıyla polimerize edildi.

Lava Ultimate restorasyonların polisajı için üretici talimatları doğrultusunda Sof-Lex bitirme ve polisaj diskleri (3M ESPE, St Paul, USA) kullanıldı. Daha sonra

parlatma işlemi için Shofu Direct Dia Paste (Shofu, San Marcos, ABD) bir pamuk fırça yardımıyla restorasyon yüzeyine uygulandı.



Şekil 3-34: Polisaj ve glazürü tamamlanmış restorasyonların görünümü



Şekil 3-35: Polisaj ve glazürü tamamlanmış 80 adet restorasyonun görünümü

3.8. Kuron Restorasyonlarının Simantasyonu

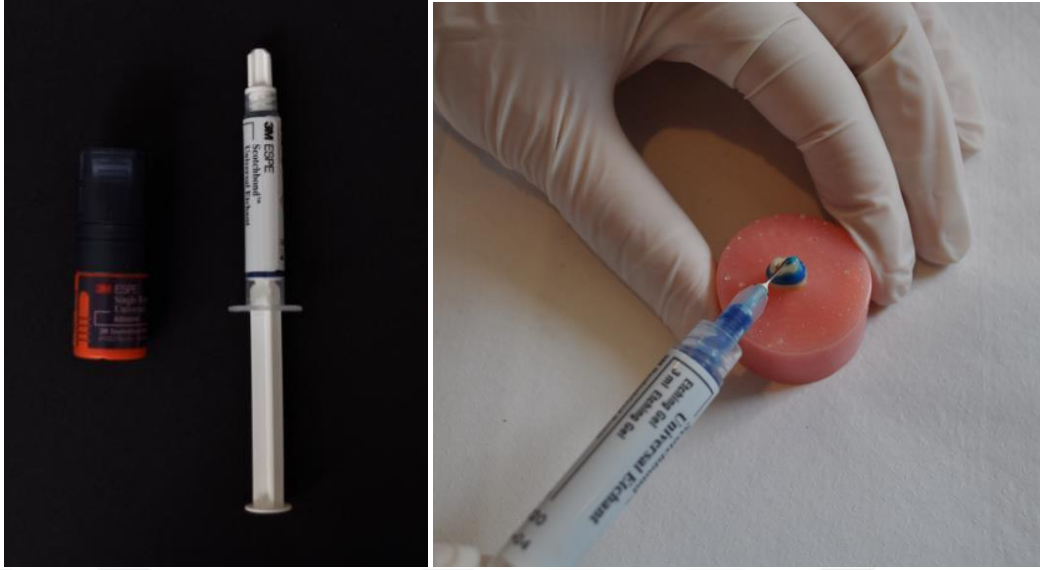
Kuron restorasyonlarının adeziv simantasyonu için diş yüzeyinde ve seramik kuronların iç yüzeyinde her grup için üretici firma talimatları doğrultusunda hazırlıklar yapıldı (Şekil 3-36).



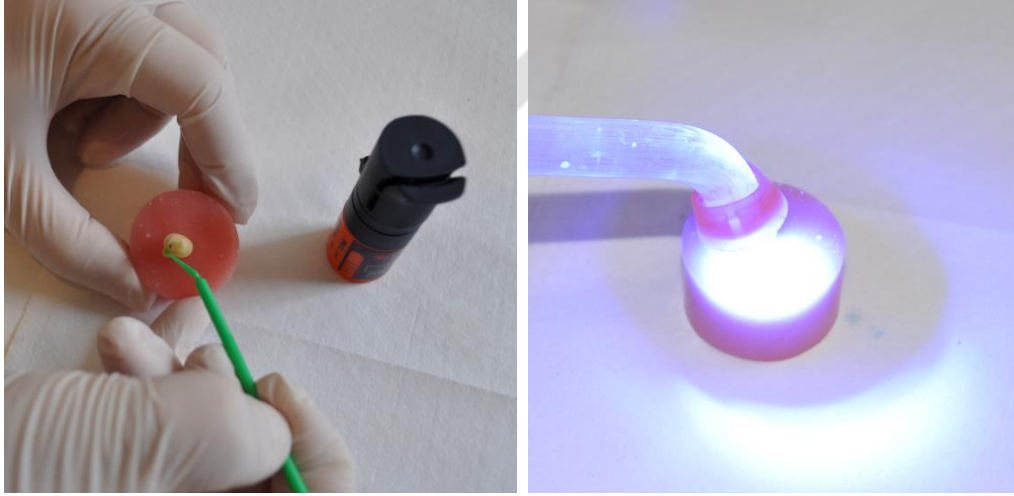
Şekil 3-36: Kuron restorasyonları ve diş yüzeyinin simantasyona hazırlanması

3.8.1. Diş Yüzeylerinin Hazırlanması

Tüm diş yüzeyleri suyla yıkanıp kurutulduktan sonra %32'lik fosforik asit jeli Scotchbond Universal Etchant (3M Espe, Seefeld, Almanya) (Şekil 3-37) uygulandı ve 15 saniye bekletildi. Daha sonra 20 saniye su ile yıkandı ve 5 saniye hava ile kurutuldu. Scotchbond Universal Adhesive (3M Espe, Seefeld, Almanya) bonding ajanı, bir fırça yardımıyla ince bir tabaka halinde diş yüzeyine uygulandı. Bonding ajanı diş yüzeyinde 20 saniye bekletildikten sonra, 5 saniye hava ile kurutuldu ve 10 saniye Elipar S10 (3M Espe, Seefeld, Almanya) led ışık cihazıyla polimerize edildi (Şekil 3-38).



Şekil 3-37: Diş yüzeyinin hazırlığında kullanılan asit ve bonding ajan, diş yüzeyine asit uygulanması



Şekil 3-38: Diş yüzeyine bonding ajanın uygulanması ve led ışık cihazıyla polimerizasyonu

3.8.2. Kuron Restorasyonlarının İç Yüzeyinin Hazırlanması

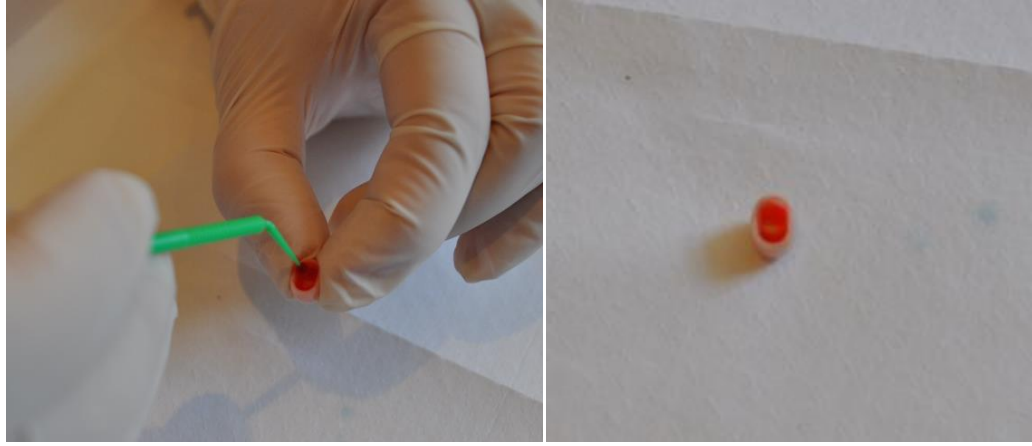
Hidroflorik Asit ve Silan Uygulaması ile Seramik İç Yüzeyinin Hazırlanması

Üretici firma talimatları doğrultusunda Cerec Bloc, Cerec Bloc PC, IPS Empress CAD, IPS e.max CAD, Rosetta, Vita Suprinity ve Vita Enamic gruplarında simantasyon öncesinde seramik yüzeylerine hidroflorik asit ve silan uygulaması gereklidir. Bunun için % 5'lik hidroflorik asit jeli IPS Ceramic Etch (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve Monobond Plus (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) silan ajanı kullanıldı (Şekil 3-39).



Şekil 3-39: Seramik yüzey hazırlığında kullanılan hidroflorik asit ve silan ajanı

Hidroflorik asit seramik iç yüzeylerine fırça yardımıyla dikkatlice uygulandı. Asidin marjnlere ve dış yüzeye taşmamasına özen gösterildi (Şekil 3-40). Her grup için Tablo 3-11'de gösterilen süre boyunca seramik yüzeyinde bekletildi. Daha sonra 60 saniye suyla yıkandı ve 5 saniye hava ile kurutuldu.



Şekil 3-40: Seramik yüzeylerine hidroflorik asit uygulanması

Tablo 3-11: Bloklara göre hidroflorik asit ve silan ajanı uygulama süreleri

Blok	Hidroflorik asit uygulama süresi	Silan ajanı uygulama süresi
Cerec Bloc	60 saniye	60 saniye
Cerec Bloc PC	60 saniye	60 saniye
IPS Empress CAD	60 saniye	60 saniye
IPS e.max CAD	20 saniye	60 saniye
Rosetta	20 saniye	60 saniye
Vita Suprinity	20 saniye	60 saniye
Vita Enamic	60 saniye	60 saniye

Hidroflorik asit uygulaması tamamlanan seramik yüzeylerine silan ajanı mikrofırça yardımıyla ince bir tabaka halinde sürüldü (Şekil 3-41) ve içindeki alkolün uçması için 60 saniye boyunca bekletildi (Tablo 3-10). Daha sonra 3-5 saniye hava spreyi ile kurutuldu.



Şekil 3-41: Seramik yüzeylerine silan ajanı uygulanması

Lava Ultimate Seramik İç Yüzeyinin Hazırlanması

Lava Ultimate restorasyonların simantasyonu için seramik iç yüzeyleri üretici firma talimatları doğrultusunda ağız içi kumlama cihazı MicroEtcher II Intraoral Sandblaster (Danville Materials, California, ABD) (Şekil 3-42) ile 2 bar (30 psi) basınç altında, 50 µm gren boyutunda alüminyum oksit partikülleriyle 5 saniye süreyle kumlandı. Ardından 5 saniye hava spreyi ile kurutularak temizlendi.



Şekil 3-42: Lava Ultimate kuron restorasyonlarının iç yüzey hazırlığında kullanılan kumlama cihazı

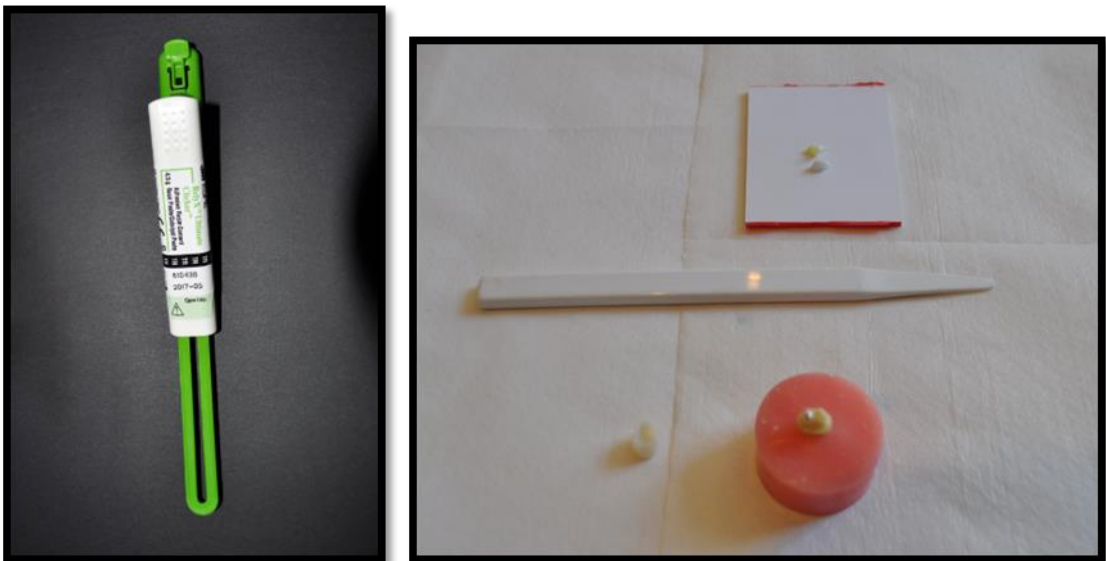
3.8.3. Reçine Simanın Uygulanması

Reçine simanı olarak hem ışıkla hem kimyasal (Dual-cure) polimerize olan RelyX Ultimate Clicker (3M Espe, Seefeld, Almanya) kullanıldı (Şekil 3-43).

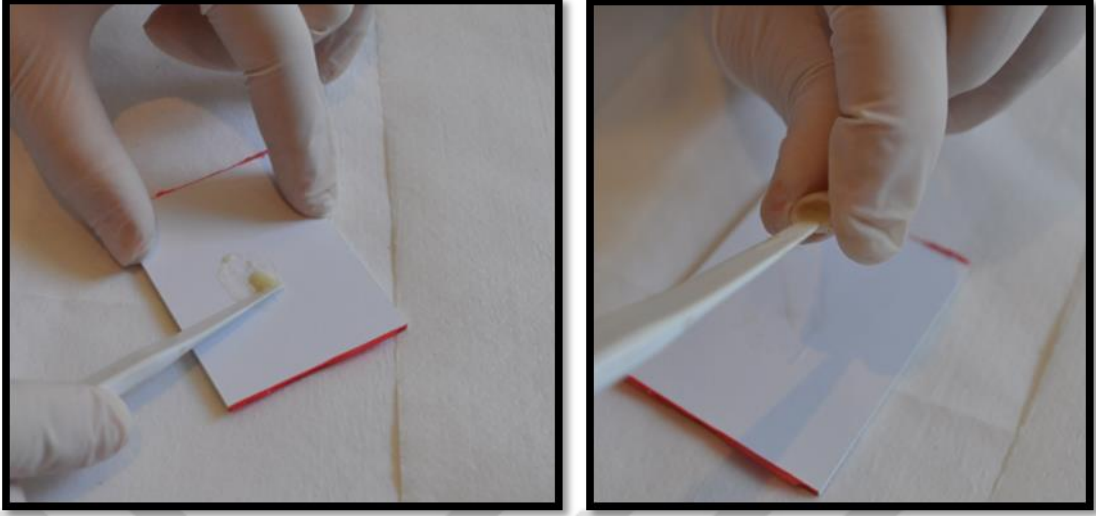


Şekil 3-43: Simantasyonda kullanılan reçine siman ajanı

Baz ve katalizörün eşitliği clicker sistemi sayesinde sağlandı. Her üye için çift click reçine siman ajanı karıştırma kağıdı üzerine sıkıldı (Şekil 3-44). Baz ve katalizör plastik bir spatül yardımıyla homojen bir şekilde karıştırıldıktan sonra, kuronların içine yerleştirildi (Şekil 3-45).



Şekil 3-44: Reçine simanın hazırlanması



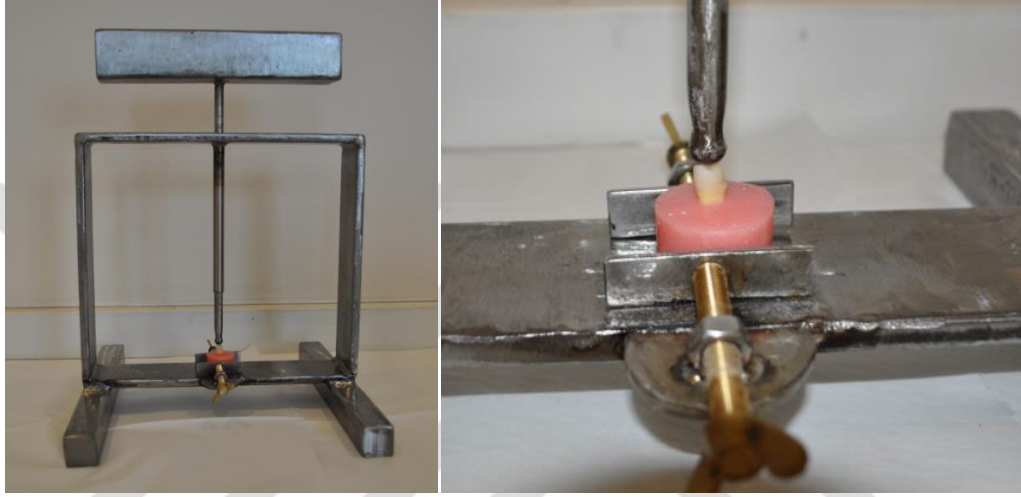
Şekil 3-45: Reçine simanın karıştırılması ve kuron içine yerleştirilmesi

Tüm kuronlara yerleştirme esnasında eşit basınç uygulanabilmesi için, kuronların okluzal yüzeyine 50 N kuvvet uygulayan bir simantasyon düzeneği hazırlandı (Şekil 3-46).



Şekil 3-46: Simantasyon düzeneği

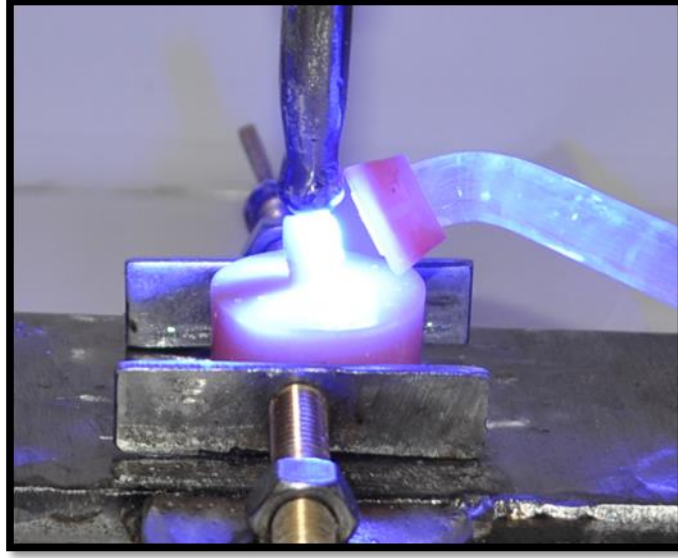
İçine siman uygulanmış kuron restorasyonları diş üzerine oturtulduktan sonra, simantasyon düzeneğine yerleştirildi (Şekil 3-47). Taşan simanlar mikrofırçalar yardımıyla temizlendikten sonra Elipar S10 (3M Espe, Seefeld, Almanya) led ışık cihazıyla (Şekil 3-48) bukkal, lingual, mesial ve distal yönden 20 saniye ışın vermek üzere polimerize edildi ve simantasyon işlemi tamamlandı (Şekil 3-49 ve Şekil 3-50).



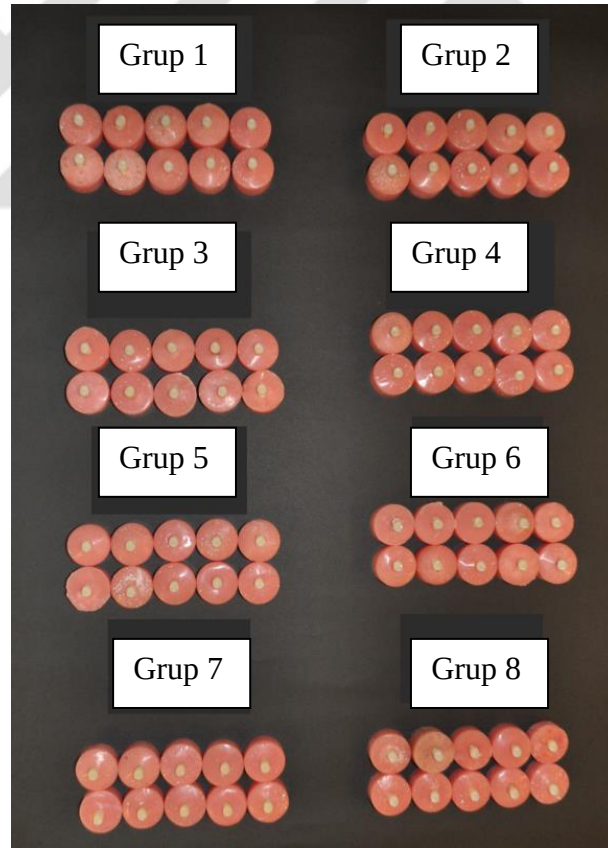
Şekil 3-47: Örneklerin simantasyon düzeneğine yerleştirilmesi



Şekil 3-48: Simantasyonda kullanılan led ışık cihazı



Şekil 3-49: Reçine simanın polimerizasyonu



Şekil 3-50: Simantasyonu tamamlanmış 80 adet örneğin görünümü

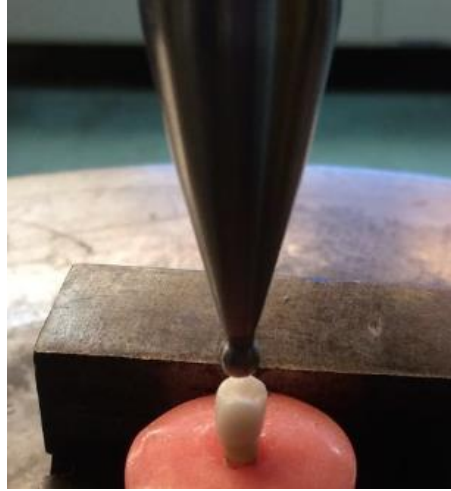
3.9. Kırılma Dayanımı Testinin Uygulanması

Dişler üzerine simante edilen kuron restorasyonları kırılma dayanımı testine tabi tutuldu. Kırılma dayanımı testi, universal test cihazı Zwick Roell Z050 (Zwick, Ulm, Almanya) kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 3-51).



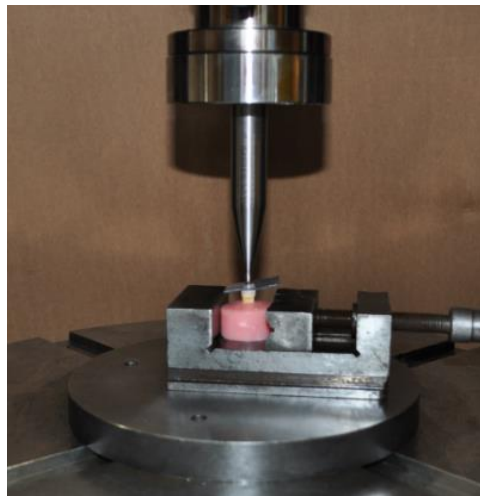
Şekil 3-51: Kırılma dayanımı testinde kullanılan universal test cihazı

Örneklere kırılma dayanımı testi uygulanması sırasında, örneklerin yer değiştirmesini önlemek ve sabitlemek amacıyla bir mengene sisteminden yararlanıldı. Örneklerin okluzal yüzeyinden kuvvet uygulamak için, premolar kuron restorasyonlarının tüberküllerine eşit olarak temas edecek boyutlarda özel olarak hazırlanan, 4,5 mm çapında, küre formunda paslanmaz çelikten kırıcı uç kullanıldı (Şekil 3-52).

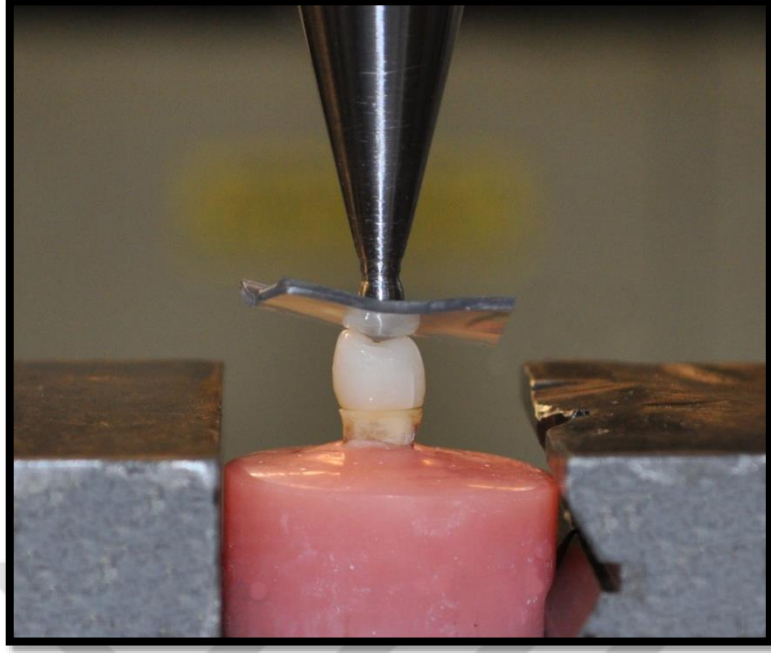


Şekil 3-52: Kırılma dayanımı testinde kullanılan kırıcı ucun görünümü

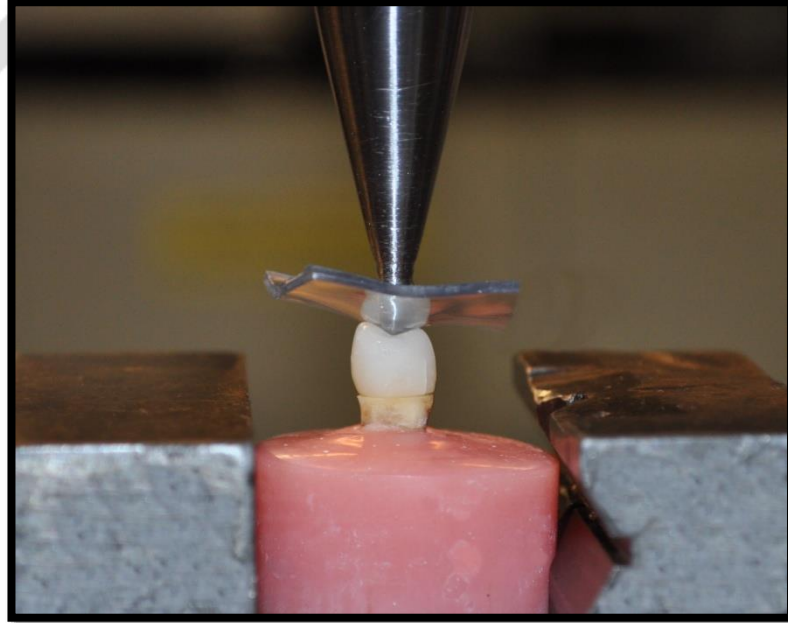
Örnekler test cihazının merkezinde konumlandırıldı ve mengeneyle sabitlendi. Kırıcı uç ise universal test cihazının üst parçasına sabitlendi (Şekil 3-53). Kuvvet uygulanan noktada stres birikimlerini önlemek ve kuvvetin daha geniş bir alana dağılımını sağlamak amacıyla kırıcı uç ve dişin okluzal yüzeyi arasına 1 mm kalınlığında polietilen esaslı yumuşak plak yerleştirildi. Universal test cihazı, kırılma noktasındaki kuvvet, % 10'una düştüğünde durmak üzere ayarlandı. Örnekler 0,5 mm/dk yükleme hızıyla basma kuvveti uygulandı. 80 adet örneğe tek tek kırılma dayanımı testi uygulandı ve kırılma anı değerleri universal test cihazına bağlı bilgisayar yazılımı tarafından Newton (N) cinsinden kaydedildi (Şekil 3-54 ve Şekil 3-55).



Şekil 3-53: Örnek ve kırıcı ucun test cihazına sabitlenmesi



Şekil 3-54: Test cihazında yükleme anı başlangıcı



Şekil 3-55: Test cihazında örneğin kırılma anı öncesi görünümü

3.10. Kırık Tipi Analizi

Kırılma dayanımı testi sonrası gruptaki kırık tipleri incelenmiştir. Gruplardaki kırık tiplerinin dağılımı Burke sınıflandırılmasına göre yapılmıştır (Burke 1995). Burke sınıflamasının tanımladığı kırık tipleri şu şekildedir:

Tip I : Kuron restorasyonunda minimum kırık veya çatlak oluşması

Tip II: Kuron restorasyonunun yarısından küçük bir kısmının kırılması

Tip III: Kuron restorasyonunun yarısının kırılması

Tip IV: Kuron restorasyonunun yarısından fazlasının kırılması

Tip V: Kuron restorasyonu ile beraber dişin de kırıldığı katastrofik kırık

3.11 SEM (Scanning Electron Microscope) Görüntülerinin Alınması

Örnekler kırık tiplerine göre sınıflandırıldıktan sonra her grup için spesifik kırık tipine sahip örneklerden biri seçilip, kırık hattının SEM görüntüleri incelendi. SEM incelemesi, İstanbul Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Kimya Mühendisliği Proses ve Reaktör Tasarımı Ana Bilim Dalı Laboratuvarı'nda bulunan tarayıcı elektron mikroskobu (Quanta FEG 450, Oregon, ABD) ile gerçekleştirildi. Örnekler mikroskoba girmeden önce altın püskürtme cihazıyla (Quorum Emitech SC7620, Laughton, UK) ince bir tabaka altın ile kaplandı (Şekil 3-56). Mikroskop içerisine yerleştirilen örnekler x30 ve x40 büyütme altında incelendi.



Şekil 3-56: Altın püskürtme cihazı ve taramalı elektron mikroskobu

4. BULGULAR

4.1. Kırılma Dayanımı Testi Bulguları

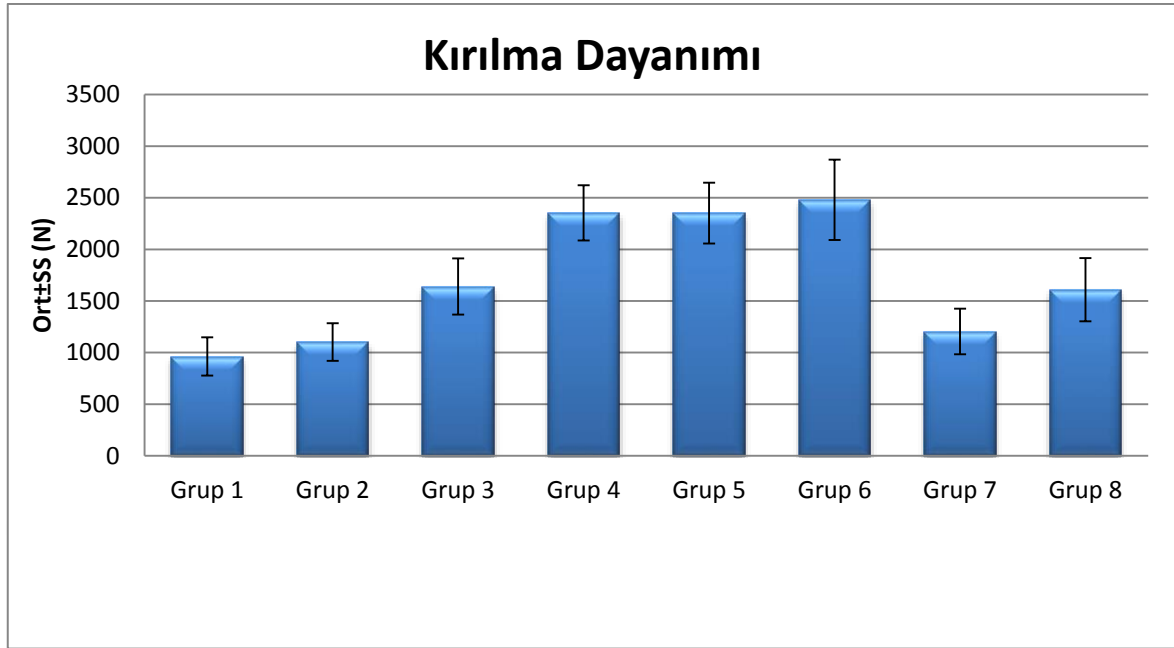
Çalışmamız her biri 10 örnekten oluşan 8 grup altında incelendi. Cerec Bloc “Grup 1”, Cerec Bloc PC “Grup 2”, IPS Empress CAD “Grup 3”, IPS e.max CAD “Grup 4”, Rosetta “Grup 5”, Vita Suprinity “Grup 6”, Vita Enamic “Grup 7” ve Lava Ultimate “Grup 8” olarak adlandırılmıştır. Grupların kırılma dayanımının Newton cinsinden ortalama değerleri ve standart sapmaları Tablo 4-1’de ve Şekil 4-1’de gösterilmiştir.

Tablo 4-1: Gruplar arasında kırılma dayanımı ortalamalarının değerlendirilmesi

	n	Ortalama (N)	Standart Sapma
Grup 1	10	962,8	185,79
Grup 2	10	1102,2	182,21
Grup 3	10	1640	272,52
Grup 4	10	2353	267,25
Grup 5	10	2351	294,56
Grup 6	10	2480	389,53
Grup 7	10	1204	220,98
Grup 8	10	1609	305,96

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken; öncelikle verilerin normal dağılıma uygunluğu test edilmiş, uygun sonuç alındıktan sonra varyansları homojenliği test edilmiş, bu da sağlandıktan sonra tek yönlü varyans analizi yapılmıştır. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ve Kolmogorov Smirnov testi ile değerlendirilmiş ve anlamlılık değerleri tümünde 0,05’ten büyük olduğu için parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır (Tablo 4-2). Daha sonra varyansların homojenliği test edilmiş ve anlamlılık değeri 0,05’ten büyük olduğu için verilerin homojen dağıldığı sonucuna ulaşılmıştır (Tablo 4-3).

Şekil 4-1: Kırılma dayanımı bulgularının grafiksel olarak gösterimi



Tablo 4-2: Verilerin normal dağılıma uygunluğunun değerlendirilmesi (Shapiro Wilks ve Kolmogorov Smirnov testi)

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilks		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Cerec Bloc	,238	10	,113	,903	10	,236
Cerec Bloc PC	,151	10	,200	,976	10	,943
IPS Empress CAD	,227	10	,154	,854	10	,065
IPS e.max CAD	,179	10	,200	,925	10	,400
Rosetta	,138	10	,200	,940	10	,553
Vita Suprinity	,261	10	,052	,867	10	,092
Vita Enamic	,181	10	,200	,885	10	,150
Lava Ultimate	,240	10	,106	,861	10	,078

a. Lilliefors Significance Correction

Tablo 4-3: Varyansların homojenliğinin test edilmesi**Test of Homogeneity of Variances**

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
1,516	7	72	,176

Seramiklerin kırılma dayanımı verilerinin değerlendirilmesinde tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Tek yönlü varyans analizi sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (Tablo 4-4). Bu farklılığın hangi gruplar arasında olduğunu tespit etmek için Tukey HSD testi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi (Tablo 4-5).

Tablo 4-4: Farklı seramik gruplarının kırılma dayanımlarının tek yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi**ANOVA**

	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p
Gruplar arası	26160351,800	7	3737193,114	50,303	0,001*
Grup içi	5349151,200	72	74293,767		
Toplam	31509503,000	79			

Tukey HSD testi sonuçlarına göre;

Grup 1'deki kırılma dayanımı ortalamaları, Grup 3, Grup 4, Grup 5, Grup 6 ve Grup 8'in ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p=0.001$).

Grup 2'deki kırılma dayanımı ortalamaları, Grup 3 ($p=0.001$), Grup 4 ($p=0.001$), Grup 5 ($p=0.001$), Grup 6 ($p=0.001$) ve Grup 8'in ($p=0.002$) ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur.

Grup 3'deki kırılma dayanımı ortalamaları, Grup 4 ($p=0.001$), Grup 5 ($p=0.001$) ve Grup 6'nın ($p=0.001$) ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur.

Grup 7'deki kırılma dayanımı ortalamaları, Grup 3 ($p=0.014$), Grup 4 ($p=0.001$), Grup 5 ($p=0.001$), Grup 6 ($p=0.001$) ve Grup 8'in ($p=0.029$) ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur.

Grup 8'deki kırılma dayanımı ortalamaları, Grup 4 ($p=0.001$), Grup 5 ($p=0.001$) ve Grup 6'nın ($p=0.001$) ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur.

Diğer gruplar arasında kırılma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. (Tablo 4-5, Tablo 4-6).

Tablo 4-5: Gruplar arasında kırılma dayanımı farklılıklarının Tukey HSD testi ile değerlendirilmesi

Grup	p
Grup 1-Grup 2	0,945
Grup 1-Grup 3	0,001*
Grup 1-Grup 4	0,001*
Grup 1-Grup 5	0,001*
Grup 1-Grup 6	0,001*
Grup 1-Grup 7	0,503
Grup 1-Grup 8	0,001*
Grup 2-Grup 3	0,001*
Grup 2-Grup 4	0,001*
Grup 2-Grup 5	0,001*
Grup 2-Grup 6	0,001*
Grup 2-Grup 7	0,990
Grup 2-Grup 8	0,002*
Grup 3-Grup 4	0,001*
Grup 3-Grup 5	0,001*
Grup 3-Grup 6	0,001*
Grup 3-Grup 7	0,014*
Grup 3-Grup 8	1,000
Grup 4-Grup 5	1,000
Grup 4-Grup 6	0,966
Grup 4-Grup 7	0,001*
Grup 4-Grup 8	0,001*
Grup 5-Grup 6	0,963
Grup 5-Grup 7	0,001*
Grup 5-Grup 8	0,001*
Grup 6-Grup 7	0,001*
Grup 6-Grup 8	0,001*
Grup 7-Grup 8	0,029*

Tukey HDS test

**p<0.05*

Tablo 4-6: Farklı seramik grupları arasındaki kırılma dayanımı farklılıkları

	GRUP 1 (Cerec Bloc)	GRUP 2 (Cerec Bloc PC)	GRUP 3 (IPS Empress CAD)	GRUP 4 (IPS e.max CAD)	GRUP 5 (Rosetta)	GRUP 6 (Vita Suprinity)	GRUP 7 (Vita Enamic)	GRUP 8 (Lava Ultimate)
GRUP 1 (Cerec Bloc)								
GRUP 2 (Cerec Bloc PC)								
GRUP 3 (IPS Empress CAD)	✓	✓						
GRUP 4 (IPS e.max CAD)	✓	✓	✓					
GRUP 5 (Rosetta)	✓	✓	✓					
GRUP 6 (Vita Suprinity)	✓	✓	✓					
GRUP 7 (Vita Enamic)			✓	✓	✓	✓		
GRUP 8 (Lava Ultimate)	✓	✓		✓	✓	✓	✓	

(‘✓’ sembolü gruplar arasında anlamlı farklılığı ifade etmektedir.)

Çalışmamızda örnekler kırılma tiplerine göre sınıflandırılmıştır. Sınıflama Burke'in tam seramik restorasyonlar için yaptığı kırık sınıflamasına göre oluşturulmuştur. Grup 1, Grup 2 ve Grup 3'de en çok Tip II kırık gözlenirken, Grup 4, Grup 5 ve Grup 6'da en çok Tip V kırık gözlenmiş, Grup 7 ve Grup 8'de ise en çok Tip I kırığa rastlanmıştır. Kırık tiplerine göre grupların dağılımı Tablo 4-7'te gösterilmektedir.

Tablo 4-7: Burke sınıflaması kırık tiplerine göre grupların dağılımı

KIRIK TİPLERİ	GRUP 1 (Cerec Bloc)	GRUP 2 (Cerec Bloc PC)	GRUP 3 (IPS Empress CAD)	GRUP 4 (IPS e.max CAD)	GRUP 5 (Rosetta)	GRUP 6 (Vita Suprinity)	GRUP 7 (Vita Enamic)	GRUP 8 (Lava Ultimate)
I	2	3	-	1	3	-	5	4
II	4	4	4	-	1	1	3	2
III	2	1	1	1	-	-	1	2
IV	-	-	2	1	1	2	1	1
V	2	2	3	7	5	7	-	1

Burke sınıflaması:

Tip I : Kuron restorasyonunda minimum kırık veya çatlak oluşması

Tip II: Kuron restorasyonunun yarısından küçük bir kısmının kırılması

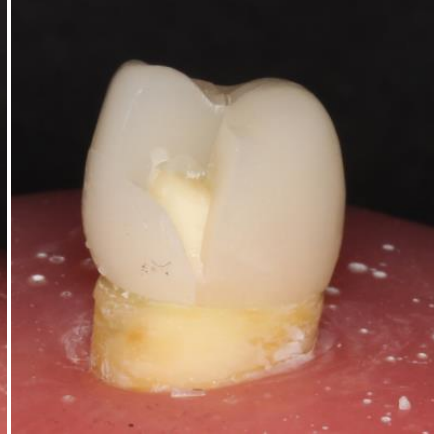
Tip III: Kuron restorasyonunun yarısının kırılması

Tip IV: Kuron restorasyonunun yarısından fazlasının kırılması

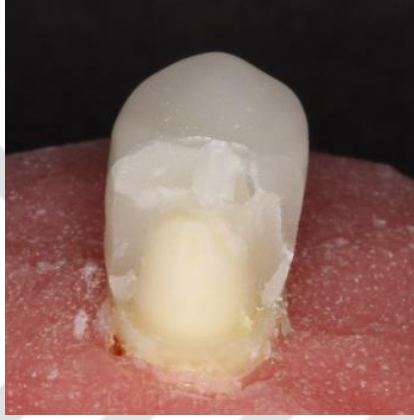
Tip V: Kuron restorasyonu ile beraber dişin de kırıldığı katastrofik kırık



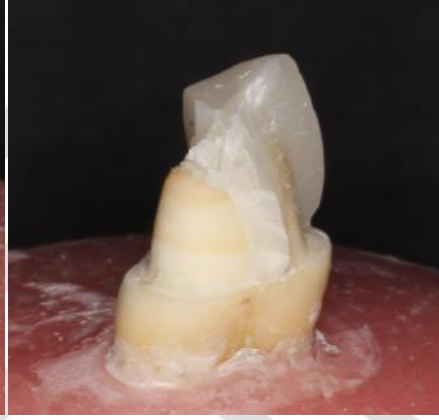
Tip I kırılma



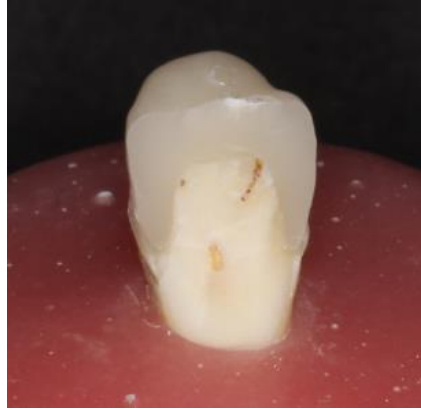
Tip II kırılma



Tip III kırılma



Tip IV kırılma



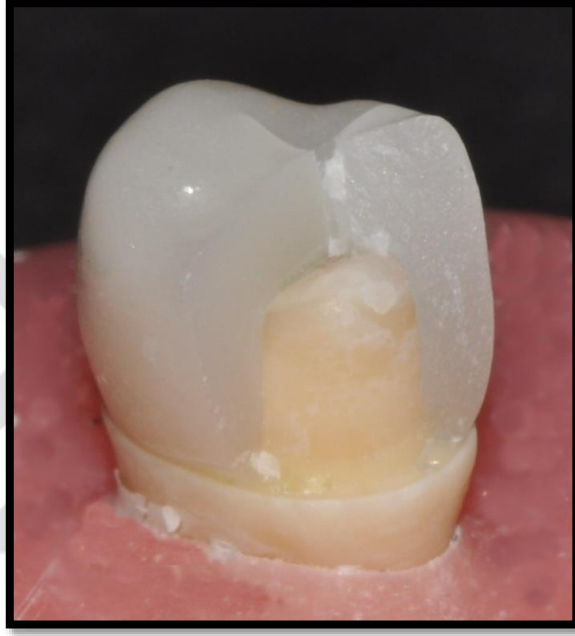
Tip V kırılma

Şekil 4-2: Kırılma tipleri

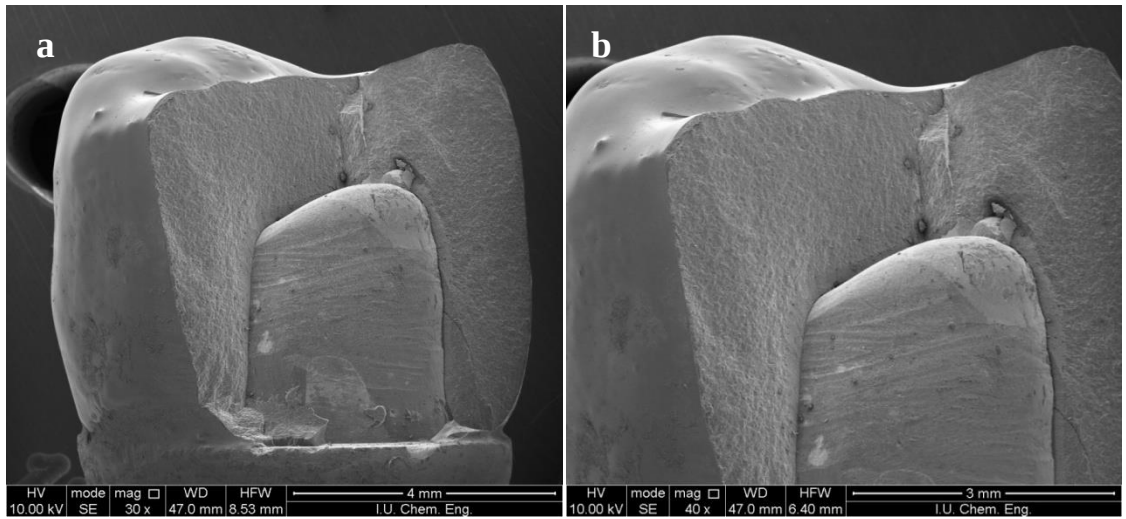
4.2. SEM Görüntüleri

Çalışmamızda kırılma dayanımı sonrası örneklerin Burke sınıflamasına göre kırık tipleri belirlenmiş ve her gruba özgü olan kırık tipi taramalı elektron mikroskopunda (SEM) incelenmiştir.

Grup 1(Cerec Bloc):

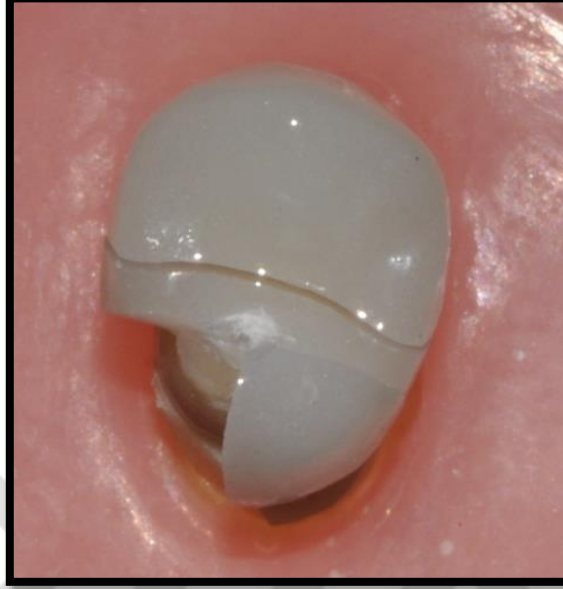
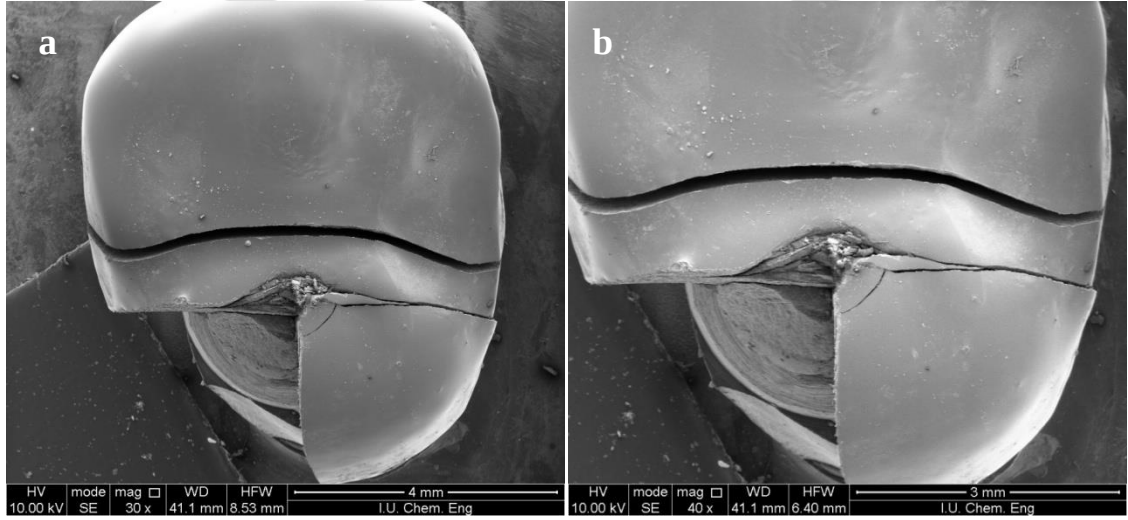


Şekil 4-3: Cerec Bloc Tip II kırık görünümü



Şekil 4-4: Cerec Bloc Tip II kırık SEM görüntüsü

a. x30 büyütme, b. x40 büyütme

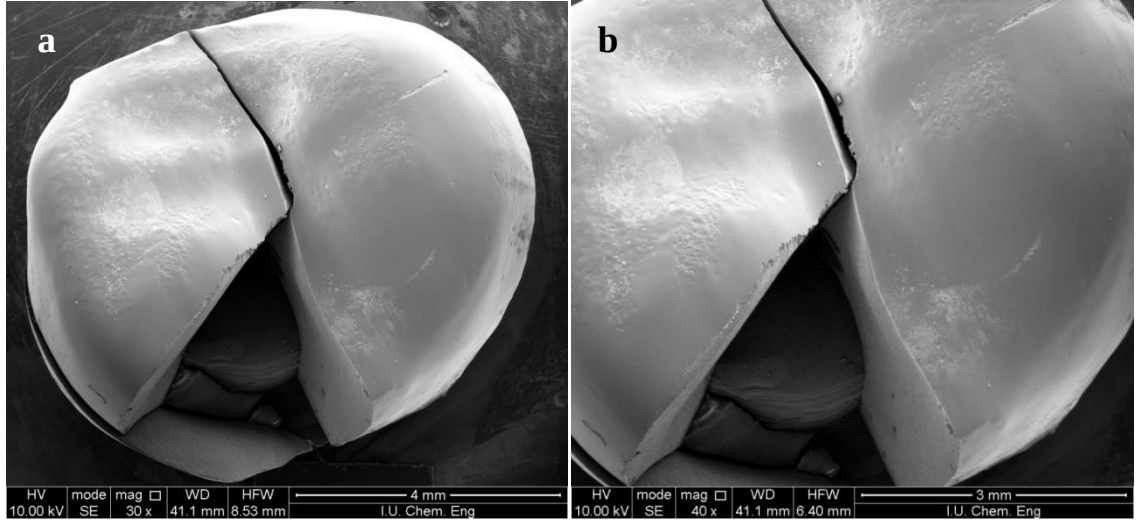
Grup 2 (Cerec Bloc PC):**Şekil 4-5: Cerec Bloc PC Tip II kırık görünümü****Şekil 4-6: Cerec Bloc PC Tip II kırık SEM görüntüsü (x30, x40)**

a. x30 büyütme, b. x40 büyütme

Grup 3 (IPS Empress CAD):

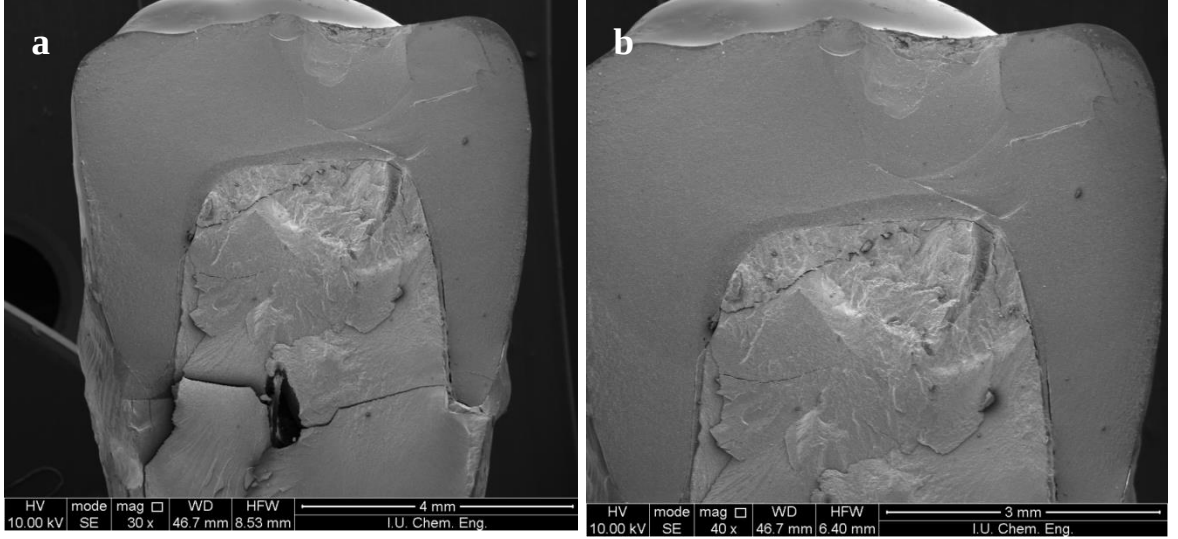


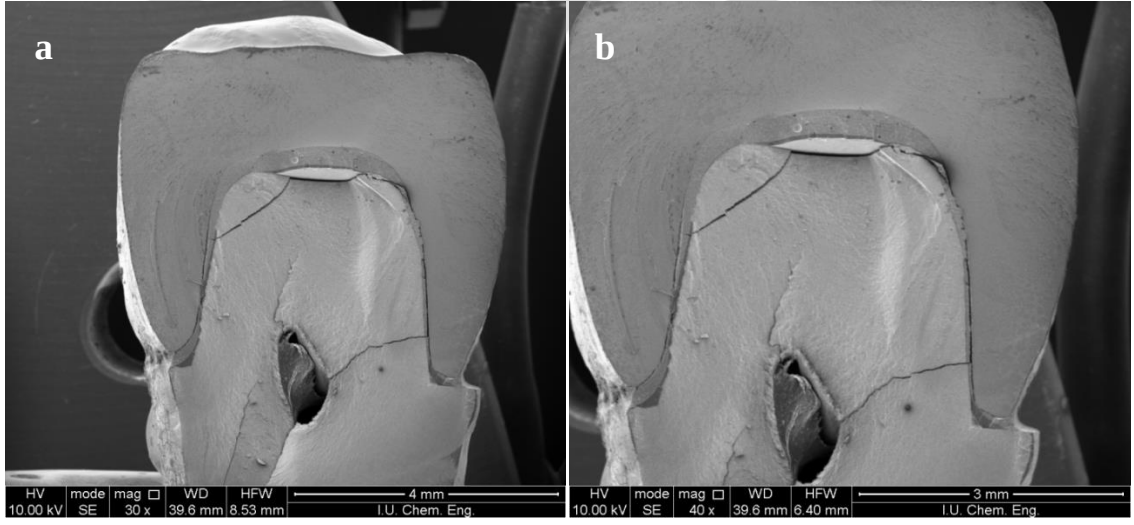
Şekil 4-7: IPS Empress CAD Tip II kırık görünümü



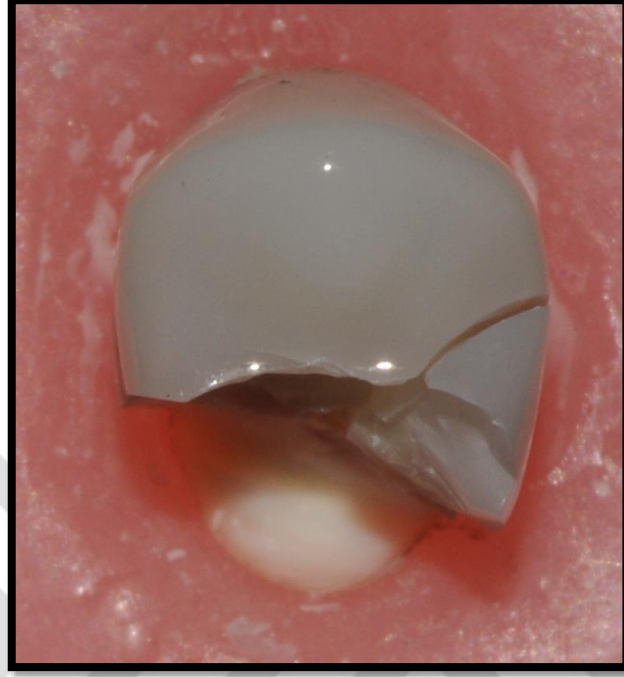
Şekil 4-8: IPS Empress CAD Tip II kırık SEM görüntüsü (x30, x40)

a. x30 büyütme, b. x40 büyütme

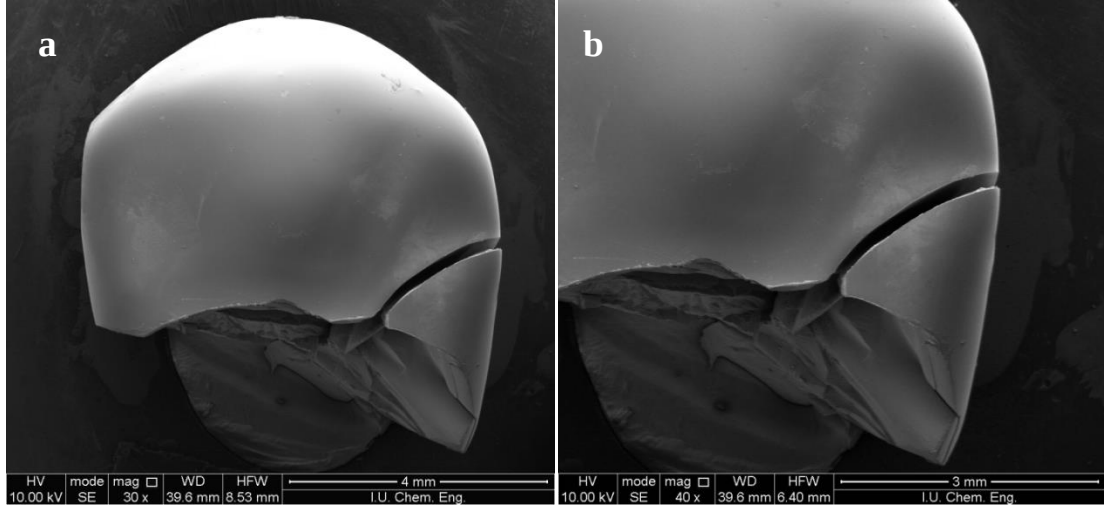
Grup 4 (IPS e.max CAD):**Şekil 4-9: IPS e.max CAD Tip V kırık görünümü****Şekil 4-10: IPS e.max CAD Tip V kırık SEM görüntüsü (x30, x40)****a. x30 büyütme, b. x40 büyütme**

Grup 5 (Rosetta):**Şekil 4-11: Rosetta Tip V kırık görünümü****Şekil 4-12: Rosetta Tip V kırık SEM görüntüsü (x30, x40)****a. x30 büyütme, b. x40 büyütme**

Grup 6 (Vita Suprinity):

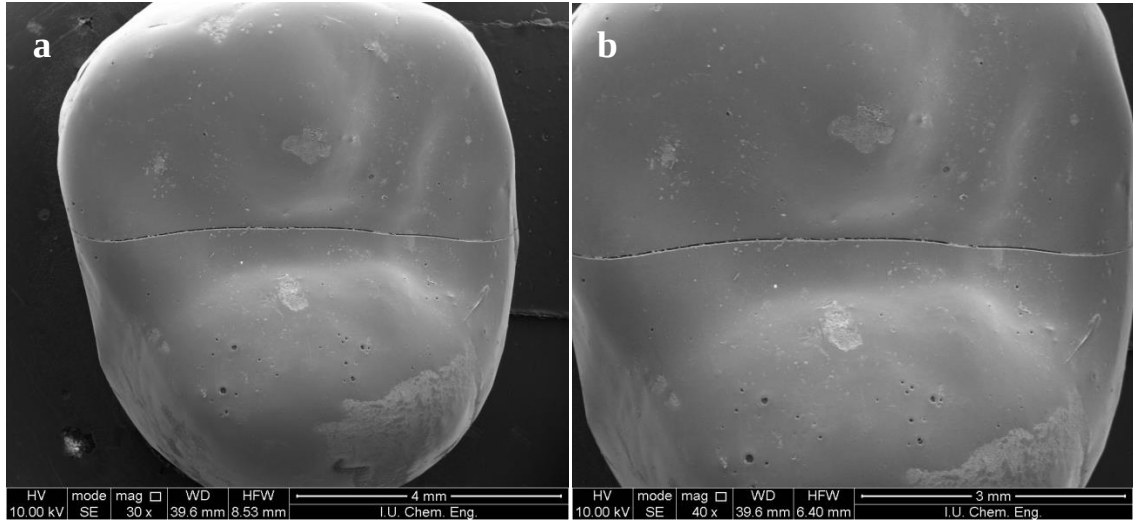


Şekil 4-13: Vita Suprinity Tip V kırık görünümü



Şekil 4-14: Vita Suprinity Tip V kırık SEM görüntüsü (x30, x40)

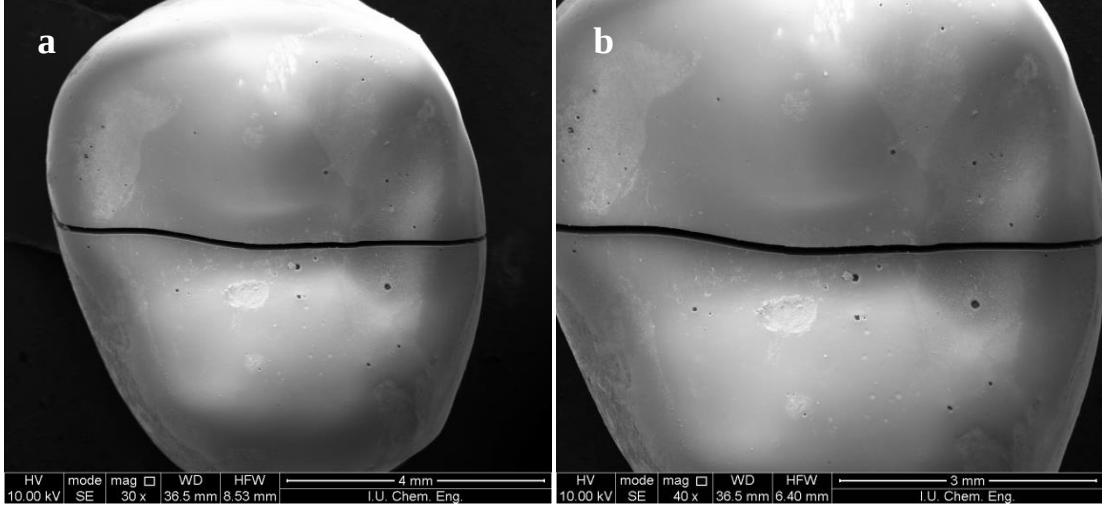
a. x30 büyütme, b. x40 büyütme

Grup 7 (Vita Enamic):**Şekil 4-15: Vita Enamic Tip I kırık görünümü****Şekil 4-16: Vita Enamic Tip I kırık SEM görüntüsü (x30, x40)****a. x30 büyütme, b. x40 büyütme**

Grup 8 (Lava Ultimate):



Şekil 4-17: Lava Ultimate Tip I kırık görünümü



Şekil 4-18: Lava Ultimate Tip I kırık SEM görüntüsü (x30, x40)

a. x30 büyütme, b. x40 büyütme

5. TARTIŞMA

Günümüzde bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemleri protetik diş tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. CAD/CAM sistemleriyle optik ölçü, tasarım ve freze aşamaları klinik ortamda tamamlanarak, restorasyonların tek seansta bitirilebilmesi mümkündür. Bu sistemlerde kullanılmak üzere endüstriyel olarak üretilmiş birçok blok materyali bulunmaktadır. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan blok materyallerinin başlıcaları; tam seramikler, hibrit seramikler, nanoseramikler, metaller, akrilik reçineler ve kompozit reçinelerdir (Allen ve ark. 2003; Bindl ve Mörmann 2003; Bernhart ve ark. 2009).

Tam seramikler; biyouyumlu, aşınmalara karşı dirençli, zamanla renk değişimine uğramayan, üstün estetik özelliklere sahip materyallerdir. Bu özelliklerinden dolayı CAD/CAM uygulamalarında sıklıkla kullanılmaktadır. CAD/CAM sistemleri için geliştirilen ilk tam seramik blok feldspatik seramikten üretilmiştir. Feldspatik seramikler yukarıda sayılan olumlu özelliklerin tümüne sahiptir ancak, kuvvetler karşısında kırılma direnci (155 MPa) oldukça düşüktür. Feldspatik seramiğin içerisinde lōsit kristalleri oluşturularak çatlak ilerlemesinin azaltılabileceği ve direncinin artırılabilceği düşüncesiyle lōsit ile güçlendirilmiş cam seramikler üretilmiştir. Bu seramiklerde kırılma direnci 160 MPa'dır (Wolfart 2005). Kırılma direncinin artırılması amacıyla geliştirilen bir başka cam seramik sistemi de lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerdir. Kırılma direnci 360 MPa'a kadar çıkabilen bu seramiklerde; cam matriks içerisinde homojen lityum disilikat kristal odakları oluşturularak dayanımın artırılması amaçlanmıştır (Höland ve ark. 2006). Yapılan çalışmalar seramikte kristal içeriği arttıkça, mekanik direncinin de arttığını göstermektedir (Zeng ve ark. 1996; Borba ve ark. 2011). Bu amaçla geliştirilen en son blok materyali zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerdir. Lityum silikat ve zirkonyum oksit kristalleri içeren ikili yapıya sahip bu seramiklerin kırılma direncinin 420 MPa'a kadar çıktığı belirtilmektedir (Awad ve ark. 2015).

Tam seramikler doğal diş göre elastiklik modülü daha yüksek yani rijit materyallerdir. Rijit materyaller kuvvetler karşısında elastik materyallere göre daha kırılğan davranırlar (Craig 1989; Anusavice ve Brantley 2003). Ayrıca; restoratif materyal ve doğal dişin elastiklik modülleri birbirine yakın olduğunda, kuvvetlerin diş

ve restorasyon arasında paylaşılacağı düşünülmektedir. Bu düşünceyle elastiklik modülü doğal dişlerle uyumlu olan nanoseramikler ve hibrit seramikler geliştirilmiştir. Bu sistemler, içerisinde hem seramik, hem de reçine matriksi barındırırlar. İçerdikleri reçine matriksin özelliklerinden dolayı elastiklik modülü tam seramiklere göre daha düşüktür. İçerdikleri seramik matriks sayesinde ise aşınma dirençleri kompozit reçinelerden daha yüksektir (McCabe ve Walls 2008; Fasbinder 2010b).

Literatürde feldspatik seramikler, lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin kırılma dayanımları ile ilgili yapılmış çok sayıda araştırma mevcuttur (Albakry ve ark. 2003; Bindl ve ark. 2006; Albrecht ve ark. 2011; Magne ve ark. 2011; Kang ve ark. 2013; Vichi ve ark. 2013; Hamburger ve ark. 2014; Shahrbafe ve ark. 2014). Ancak özellikle yeni geliştirilen zirkonya infiltrate lityum silikat seramik, nanoseramik ve hibrit seramik blokların kırılma dayanımını araştıran ve bu blokları geleneksel bloklarla karşılaştıran yeteri kadar çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda; yeni geliştirilen bu bloklarla geleneksel tam seramik blokların kırılma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Bu doğrultuda çalışmamıza dahil edilen bloklar; feldspatik seramik (Cerec Bloc ve Cerec Bloc PC), lösit ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS Empress CAD), lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS e.max CAD ve Rosetta), hibrit seramik (Vita Enamic), nanoseramik (Lava Ultimate) ve zirkonya infiltrate lityum silikat cam seramiktir (Vita Suprinity). Bu bloklardan hazırlanan kuron protezleri kırılma dayanımı testine tabi tutulduktan sonra, her gruba özgü kırık tipleri taramalı elektron mikroskopunda (SEM) incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda; tek seans CAD/CAM sistemlerinde güncel olarak kullanılan blokların kırılma dayanımlarının anlaşılması, bu verilerin klinik uygulamalara ve yapılan yeni araştırmalara ışık tutması amaçlanmaktadır.

Mekanik özelliklerin değerlendirildiği çalışmalarda araştırmacılar farklı örnek sayıları belirtmişlerdir. Harada ve ark. 5 adet, Preis ve ark. 8 adet, Rosentritt ve ark. 8 adet, Shahrbafe ve ark. 10 adet örnek sayısı ile çalışmalarını yürütmüşlerdir (Shahrbafe ve ark. 2014; Preis ve ark. 2015; Harada ve ark. 2016; Rosentritt ve ark. 2016). Örnek sayısının az olduğu durumlarda verilerin istatistiksel analizi için non parametrik testler kullanılmakta ve bu testlerin gücü parametrik testlere göre düşük kalmaktadır (Aktürk ve ark. 2013). Çalışmanın gücü; gruplar arasındaki farklılığı ve ilişkiyi gösterebilme

duyarlılığı olarak tanımlanmaktadır. Örnek sayısının yetersiz olduğu çalışmalarda çalışmanın gücü düşük olacağından istatistiksel değerlendirmelerden çıkarımlar yapmak oldukça güçtür (Wassertheil-Smoller 2003; Simon 2006). Bu nedenle; çalışmalarda gruplar arası farklılığın doğru yansıtılabilmesi için yeterli örnek sayısı, power analizi yapılarak hesaplanmaktadır (Dell ve ark. 2002; Dawson ve Trap 2004). Çalışmamızda yapılan power analizi sonucu örnek sayısı her grup için $n=10$ olarak belirlenmiştir.

Seramiklerin kırılma dayanımını inceleyen in vitro mekanik testlerde örnekler farklı şekil ve boyutlarda hazırlanabilmektedir. Bu örnekler uniaksiyel testlerde dikdörtgen, biaksiyel testlerde disk gibi geometrik şekillerde veya kırılma dayanımı testlerinde ağız ortamında kullanıldığı gibi doğal diş formunda hazırlanarak test edilebilmektedir (Oden ve Rowcliffe 1996; Pallis ve ark. 2004; Curtis ve ark. 2006). Disk, çubuk, dikdörtgen gibi geometrik şekillerdeki örneklerin hazırlığı ve standardizasyonu, diş formundaki örneklerle göre daha kolay sağlanabilmektedir. Ancak; bu şekilde hazırlanan örnekler ağız ortamında diş anatomisinin sahip olduğu kompleks geometrik yapıyı taklit edemediğinden kırılma dayanımı değerleri açısından farklılık göstermekte ve klinik ortamı tam olarak yansıtamamaktadır. (Kern ve ark. 1993; Kelly 1999; Koutayas ve ark. 2000; Silva ve ark. 2012, Nicolaisen ve ark. 2014). Bu nedenle çalışmamızda örneklerin anatomik kuron formunda hazırlanması tercih edilmiştir.

Kuron formunda hazırlanan örneklerin kırılma dayanımının incelendiği çalışmalarda dayanak materyali olarak; doğal diş, metal ve reçineler kullanılmaktadır (Hwang ve Yang 2001; Wood ve ark. 2006; Zahran ve ark. 2008; Akesson ve ark. 2009). Metal ve reçine gibi materyaller; kalıplanma, döküm gibi yöntemlerle şekillendirilebildiklerinden standardizasyonu ve hazırlığı kolaylıkla sağlanabilmektedir. Aynı zamanda bu materyallerden hazırlanan örneklerin tümü aynı fiziksel özelliklere sahip olmaktadır (Potiket ve ark. 2004; Bindl ve ark. 2006; Preuss ve ark. 2008). Ancak tam seramiklerin kırılma dayanımı dayanak materyalinin elastiklik modülünden önemli ölçüde etkilenmektedir. Reçine ve metal dayanaklar, elastiklik modülleri doğal dişlerden farklılık gösterdiği için klinik ortamı her zaman tam olarak yansıtamamaktadır. Scherrer ve ark.'nın farklı elastiklik modülüne sahip 3 farklı dayanak materyalinin, seramiklerin kırılma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada; dayanak materyalinin elastiklik modülü arttıkça kırılma dayanımının da anlamlı

derecede artış gösterdiği belirtilmiştir (Scherrer ve ark. 1993). Yapılan başka bir çalışmada yine farklı dayanak materyallerinin kırılma dayanımı üzerine etkisi araştırılmış ve çalışmanın sonucunda krom-nikel dayanakların üzerine simante edilen kuronların anlamlı derecede yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu, epoksi reçine dayanakların olduğu grupta kırılma değerlerinin doğal diş dayanakların olduğu gruba göre daha yüksek olduğu ancak arada anlamlı bir fark bulunamadığı belirtilmiştir (Yücel ve ark. 2012). Kırılma dayanımında etkili bir diğer faktör ise reçine siman ve diş arasındaki adeziv bağlantıdır. Reçine simanlar; kimyasal ve mikromekanik adezyonla dentin yüzeyine bağlanabilmektedir. Metal ve reçine dayanaklarda aynı adezyon sağlanamamakta ve bu durum kırılma dayanımında farklılıklara yol açmaktadır (Pashley 1991; Kern ve ark. 1993; Scherrer ve ark. 1993; Rosentritt ve ark. 2000; Attia ve ark. 2006). Bu nedenle çalışmamızda dayanak olarak 80 adet çekilmiş, çürük, defekt veya herhangi bir restorasyon içermeyen insan dişleri kullanılmıştır.

Yapılan çalışmalarda çekilen dişlerin dentin dokusunda dehidratasyona bağlı olarak kollagen fibrillerde zamanla çökme meydana geldiği, bu nedenle test zamanına kadar uygun bir solüsyon içerisinde bekletilmesi gerektiği belirtilmektedir (Titley ve ark. 1998; Leloup ve ark. 2001). ISO 11405 standartlarına göre dişler çekildikten sonra akan su altında yıkanmalı, doku artıkları uzaklaştırılmalı ve tercihen %0,5'lik kloramin-T trihidrat solüsyonunda bekletildikten sonra veya doğrudan distile suda bekletilmelidir (Retief 1991; ISO Technical Report 11405 1994). Solüsyonda bekleme süresinin 6 ayı geçmemesi gerektiği, aksi takdirde dişlerde yukarıda bahsedildiği gibi dehidratasyona bağlı dejeneratif değişiklikler meydana gelebileceği belirtilmektedir. Ayrıca düşük ısılardaki saklama solüsyonlarının örneklerin daha iyi korunmasını sağladığı bildirilmektedir (Burke ve ark. 1998; Titley ve ark. 1998). Buna bağlı olarak çalışmamızda kullanılan dişler çekim sonrasında ultrasonik scaler yardımıyla kan ve doku artıklarından uzaklaştırılmış, ardından distile su içerisine aktarılmıştır. Distile su 7 günde 1 değiştirilmek üzere, buzdolabında +4 °C de deney süresi boyunca bekletilmiştir. ISO'nun önerisine göre dişler çekimden sonra deney süresine kadar en fazla 6 ay süreyle saklanmıştır.

Kırılma dayanımının araştırıldığı çalışmalarda dayanak dişlerin boyutu, alt veya üst çeneye ait olması ve dişin cinsi çalışmanın standardizasyonu açısından önem teşkil etmektedir.(Torabzadeh ve ark. 2013; Akbarian ve ark. 2014; Nordahl ve ark. 2015).

Morgano ve Milot'un doğal dişlerin kırılma dayanımını inceledikleri çalışmada; çekilmiş dişlerin mevcut dentin kalınlığının, kırılma dayanımını önemli ölçüde etkilediği belirtilmiştir (Morgano ve Milot 1993). Bu nedenle aynı cins diş seçilse bile dişlerin boyut farklılıkları çalışma sonuçlarını olumsuz etkilemektedir. Bununla birlikte alt ve üst çene dişleri için de aynı cins dişler çalışmaya dahil edilse bile sahip oldukları morfolojik farklılıklardan dolayı sonuçlar değişiklik gösterebilmektedir. Çalışmamızda dişler arasındaki bu farklılıkları mümkün olduğunca standardize edebilmek için yalnızca maksiller premolar dişler kullanılmış ve dişlerin boyutundaki standart sapma 0,2 mm'nin altında tutularak, birbirine en yakın çaptaki 80 adet diş çalışmaya dahil edilmiştir. Çalışmaya dahil edilen dişler Bukko-Lingual (B-L: $8,73 \pm 0,19$ mm), Mezio-Distal (M-D: $6,81 \pm 0,14$ mm) ve Okluzo-Gingival (O-G: $6,74 \pm 0,12$ mm) boyutlarına sahiptir.

Tam seramiklerde diş preparasyonuna ilişkin yapılan araştırmaların birçoğunda 1-1,5 mm arasında dik açılı epolmanın başarılı sonuçlar verdiği belirtilmektedir (McClean 1980; Friedlander ve ark. 1990; Shillingburg 1997). Bizim çalışmamıza benzer şekilde tam seramik restorasyonların kırılma dayanımının incelendiği araştırmalarda Attia ve ark.(2006) 1,5 mm, Potiket ve ark.(2004) ve Yoshinari ve Dérand(1994) 1 mm, Corazza ve ark.(2013), Heydecke ve ark.(2002), Chitmongkolsuk ve ark.(2002), Friedlander ve ark.(1990) ve Strub ve Beschmidt(1998) ise 1,2 mm basamak kalınlığı uygulamışlardır. Friedlander ve ark.'nın basamak şeklinin, tam seramik kuronların kırılma direnci üzerine etkisini inceledikledikleri çalışmanın sonucuna göre; dik açılı epolman basamak preparasyonu ile yapılan restorasyonların, şevli basamak preparasyonu ile yapılan restorasyonlara göre anlamlı derecede yüksek kırılma değerlerine sahip olduğu belirtilmiştir (Friedlander ve ark. 1990). Diş preparasyonu için ideal okluzo-gingival taper açısı konusunda birçok araştırmacı 6° - 15° 'lik açıların klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmektedir. Ayrıca diş preparasyonunda bulunan keskin kenar ve köşelerin, bu bölgelerde kuvvet birikmesine neden olarak, restorasyon kırıklarına yol açabileceği belirtilmektedir (Wilson ve Chan 1994; McDonald 2001). Cho ve ark.'nın preparasyonun taper açısının, tam seramiklerin kırılma dayanımı üzerine etkisini araştırdıkları çalışmada; en yüksek kırılma değeri sonuçları 6° taper açısına sahip kuronlarda görülmüş ve taper açısı arttıkça kırılma değerlerinin düştüğü belirtilmiştir (Cho ve ark. 2002). Tam seramik restorasyonların kırılma dayanımının incelendiği çalışmalarda Strub ve Beschmidt(1998) 4° - 6° , Potiket ve ark.(2004) 6° - 8° , Yoshinari ve

ark.(1994) ve Friedlander ve ark.(1990) 10°-20°, Burke ve ark.(1994), Corazza ve ark.(2013), Heydecke ve Dérand(2002), Chitmongkolsuk ve ark.(2002) ve Attia ve ark.(2006) 6° taper açısına sahip diş preparasyonları gerçekleştirmişlerdir. Tam seramik restorasyonlar için diş preparasyonu yapılan çalışmaların bir kısmında 4-6 mm arasında standart bir okluzo-gingival kuron boyu belirlenmiş ve diş ona göre prepare edilmiştir (Chitmongkolsuk ve ark. 2002; Heydecke ve Dérand 2002; Potiket ve ark. 2004; Corazza ve ark. 2013). Bazı çalışmalarda ise okluzal yüzeyden 1-2 mm oranında aşındırma yapılmıştır (May ve ark. 1998; Strub ve Beschmidt 1998; Segal 2001; Goodacre ve ark. 2001; Bindl ve Mörmann 2005; Attia ve ark. 2006). Çalışmamızda bu bilgiler doğrultusunda diş preparasyonlarının okluzo-gingival boyutu 4 mm olarak belirlenmiştir. Bu değer dişlerin ortalama okluzo-gingival (O-G: 6,74±0,12 mm) boyutlarına göre, yaklaşık 2 mm aşındırmaya tekabül etmek üzere belirlenmiştir. Preparasyonların mezio-distal boyutları 4 mm, bukkolingual boyutları ise 6 mm olarak belirlenmiştir. Bu değerler en küçük çaptaki diş seçilerek onun boyutlarına göre basamak en az 1,2 mm kalınlığında dik açılı epolman olacak şekilde saptanmıştır. Dişlerin tamamı 6° taper açısına sahip ve keskin kenar, köşe içermeyen anatomik formda prepare edilmiştir.

Farklı seramiklerin kırılma dayanımlarının test edildiği çalışmalarda diş preparasyonlarının farklılık göstermesi çalışma sonuçlarında değişiklik yaratmakta ve materyaller arası farklılıkların tespitinde zorluk ve yanılsamalara sebep olmaktadır. Mörmann ve ark. farklı boyut ve okluzal morfolojiye sahip preparasyonların kırılma dayanımının önemli ölçüde değişiklik gösterdiğini belirtmişlerdir (Mörmann ve ark. 1998). Jalalian ve ark. çalışmalarında basamak tipi ve kalınlığının restorasyonların kırılma dayanımı üzerinde anlamlı derecede etkili olduğunu belirtmişlerdir (Jalalian ve ark. 2011). Bu nedenle in vitro çalışmalarda diş preparasyonları standardize edilmelidir (Burke ve Watts 1994; Burke 1996; Castelnovo ve ark. 2000). Ayrıca preparasyonların standart olması, üzerine yapılacak restorasyonların da standardizasyonu açısından önem teşkil etmektedir. Literatürde dayanak preparasyonları farklı yöntemlerle standardize edilmeye çalışılmıştır. Bu yöntemlerde preparasyon; klinisyen tarafından manuel olarak aerator ile, aeratorun paralelometreye bağlandığı düzenekler ile, kopya freze cihazlarında veya CNC torna cihazlarında gerçekleştirilmiştir (Krejci ve ark. 2003; Potiket ve ark. 2004; Belli ve ark. 2005; Bindl ve ark. 2005; Palin ve Burke 2005). Manuel olarak yapılan diş preparasyonları her ne kadar benzer koşullarda, manuel veya

dijital kumpaslarla veya silikon indekslerle kontrol edilerek yapılsa da örneklerin çap boyutları, taper açısı ve okluzal morfolojisinin standardizasyonu oldukça güç ve hataya açıktır (Ortega ve ark. 2004; Palin ve Burke 2005). Aeratorun paralelometreye bağlanmasıyla standart taper açısına sahip örnekler elde etmek mümkündür; ancak bu yöntemde de örneklerin çapının ve okluzal morfolojisinin standardizasyonu sağlanamamaktadır (Mota ve ark. 2003; Bindl ve ark. 2005). Kopya freze cihazlarında taper açısı, örneklerin çapı ve okluzal morfolojinin standarda yakın prepare edilebilmesi mümkündür ancak preparasyonların hazırlanması uzun zaman almaktadır. CNC torna tezgahlarında ise sistemin bağlı olduğu CAD modülü sayesinde üç boyutlu katı preparasyon modeli torna tezgahına iletilerek tamamen standart preparasyonlar oluşturabilmektedir (Magne ve ark. 2002; Yücel ve ark. 2012). Çalışmamızda diş preparasyonlarının standardizasyonu CNC torna tezgahı kullanılarak sağlanmıştır. Bunun için öncelikle CAM modülünde (UGS NX 7.5) diş preparasyonunun 3 boyutlu katı modeli oluşturulmuştur. Tasarlanan katı modelin CNC tezgahta işleme yazılımı UGS NX 7.5 **Cam** modülü ile gerçekleştirilmiştir. Böylece tüm dişler, çapı, taper açısı ve okluzal morfolojisi bilgisayar ortamında standardize edilen preparasyon şekline uygun olarak freze edilmiştir.

Tam seramik sistemlerin kırılma dayanımı restorasyon kalınlığından etkilenmektedir. Nordahl ve arkadaşları yaptıkları çalışmada farklı kalınlıkta kuron şeklinde hazırlanan zirkonya ve lityum disilikat restorasyonların kırılma dayanımını incelemişler ve her 2 materyale ait grupta da restorasyon kalınlığı arttıkça kırılma dayanımının da arttığını belirtmişlerdir (Nordahl ve ark. 2015). Seydler ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada farklı duvar kalınlıklarına sahip lityum disilikat kuron restorasyonlarının kırılma dayanımını araştırmışlar ve restorasyon kalınlığı 1mm' nin altına düştüğünde kırılma dayanımının önemli oranda düştüğünü belirtmişlerdir (Seydler ve ark. 2014). Bu nedenle kırılma testleri için hazırlanan örneklerin kalınlıkları ve formlarının mümkün olduğunca standardize edilmesi önem teşkil etmektedir. Çalışmamızda restorasyonların standardizasyonu için öncelikle preparasyonların standardizasyonu yukarıda anlatıldığı gibi CNC torna tezgahında sağlanmıştır. Preparasyon standardize edildiği için dişlerden herhangi bir tanesine yapılan tasarım tüm dişlere uyum sağlayacağından rastlantısal olarak seçilen 1 adet dişe Cerec sisteminde restorasyon tasarımı yapılmıştır. Daha sonra bu tasarım ve parametreleri sabitlenerek 80 adet kuron restorasyonu aynı tasarıma göre freze edilerek hazırlanmıştır.

Böylece restorasyonlar ayrı ayrı tasarım yapmaya gerek kalmadan, dişlere uyum sağlamıştır ve CAD/CAM üzerinde standardize edilmiş, aynı parametrelere sahip restorasyonlar elde edilmiştir.

Adeziv simantasyonun seramik restorasyonların mekanik direnci üzerindeki önemi birçok çalışmada vurgulanmaktadır (White ve ark. 1995; Ogunyinka 2000; O'Brien 2002; Shor ve ark. 2003). Adeziv reçine simanların baskı dayanım değerleri, konvansiyonel simanlardan yaklaşık 3 kat fazladır, bu sayede tam seramik restorasyonlara gelen kuvvetler karşısında destek oluşturmaktadır. Ayrıca adeziv sistemlerin seramik yüzeyi ile mikromekanik ve kimyasal olarak kuvvetli bağlar kurması tam seramik restorasyonların baskı dayanımının artmasına katkıda bulunmaktadır (Bindl ve ark. 2005; Türkoğlu ve ark. 2010). Attia ve ark.'nın doğal dişler üzerinde yaptığı çalışmada, adeziv ve konvansiyonel olarak yapılan simantasyon tekniklerinin, feldspatik kuron protezlerinin kırılma dayanımı üzerine olan etkisi araştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda feldspatik seramiklerde adeziv simantasyonun, konvansiyonel yöntemlere göre kırılma direncini önemli ölçüde arttırdığı belirtilmiştir (Attia ve ark. 2006). Borges ve ark. yaptığı çalışmada farklı tam seramik sistemleri, reçine siman ve reçine modifiye cam iyonomer siman ile yapıştırılmış ve kırılma dayanımları karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda tüm tam seramik gruplarında reçine siman ile simante edilenlerde kırılma dayanımının anlamlı derecede yüksek olduğu belirtilmiştir (Borges ve ark. 2009). Yapılan birçok çalışmada daha adeziv simantasyonun tam seramik restorasyon direncini arttırdığı yönünde fikir birliği mevcuttur (Bindl ve ark. 2006; Otto ve Schneider 2008; Shahrbağ ve ark. 2014). Bu nedenle çalışmamızda kuron protezlerinin simantasyonu reçine simanlar kullanılarak yapılmıştır.

Adeziv simantasyonun başarısı seramik - reçine siman ve diş - reçine siman arasındaki bağlantıdan etkilenmektedir. (Rosenstiel 2001; Burke ve ark. 2002). Seramik restorasyonların iç yüzeyi reçine simanla mikro mekanik ve kimyasal bağlantıyı arttırmak amacıyla bazı yüzey işlemlerine tabi tutulmaktadır. Bu yüzey işlemlerinden bir tanesi hidroflorik asit uygulamasıdır. Hidroflorik asit uygulamasıyla seramiğin camsı ve kristal komponentleri ayrışır ve poröz, düzensiz bir yüzey oluşur. Böylece yüzey alanının ve ıslanabilirliğin artmasıyla reçinenin oluşan mikro retansiyon alanlarına penetre olması sağlanır. Silan bağlayıcı ajanların kullanılması ise silika bazlı

seramiklerin reçine siman ile bağlantısında önemli rol oynayan kovalent ve hidrojen bağlarının oluşmasını sağlar. Silan seramik yüzeyindeki silisyum dioksit ve reçinenin organik matriksine bağlanabilen bifonksiyonel bir moleküldür. Silan bağlayıcı ajanlar içeriğinde bir miktar zayıf asitleri de bulundurduğundan seramik yüzeyin ıslatılabilirliğini arttırmaktadır (Della Bona ve ark. 2007; Jeti ve ark. 2015). Yapılan çalışmalar silika bazlı seramiklerde ideal seramik-reçine siman bağlantısının hidroflorik asit ve silan kombinasyonu ile sağlanacağını göstermiştir (Kamada ve ark. 1998; Bona ve ark. 2002; Vieira ve ark. 2004). Bu çıkarımlar doğrultusunda çalışmamızda nanoseramik (Lava Ultimate) grubu haricindeki tüm gruplarda seramik iç yüzeyine hidroflorik asit ve silan kombinasyonu uygulanmıştır. Uygulama süreleri her grup için üretici firma talimatlarının önerdiği şekilde yapılmıştır.

Yapılan araştırmalarda nanoseramikler ile reçine siman arasındaki bağlantı kuvvetlerinin Al_2O_3 ile kumlama sonucu en yüksek değerlere ulaştığı belirtilmiştir. Nagas ve ark. yaptıkları araştırmada; hidroflorik asit uygulamasının nanoseramiklerin reçine simanla bağlantısı üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Bunu hidroflorik asitin silikat seramiklerdeki camı matrikste ve kristal fazda etkili olmasına ancak nanoseramiklerin reçine matriks içeren hibrit bir materyal olmasına bağlamaktadırlar (Cekic-Nagas ve ark. 2016). Davide ve ark. Al_2O_3 ile kumlamanın nanoseramik ve reçine simanın bağlanma dayanımını anlamlı derecede arttırdığını belirtmişlerdir (Davide ve ark. 2015). Frankenberger ve ark.'nın yaptığı çalışmada Al_2O_3 ile kumlamanın reçine siman ile bağlantıyı anlamlı derecede arttırdığı, kumlama ilavesi yapılan silan uygulamasının bağlantıyı etkilemediği, bununla birlikte kumlama yerine hidroflorik asit uygulanan grupta reçine siman ile bağlanma kuvvetinin olumsuz olarak etkilendiğini belirtilmiştir (Frankenberger 2015). Çalışmamızda nanoseramik (Lava Ultimate) grubundaki restorasyonların iç yüzeyleri simantasyon öncesi Al_2O_3 ile kumlanarak hazırlanmıştır.

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda ışıqla polimerize olan ve dual polimerize olan (hem ışıqla ile hem kimyasal olarak polimerize olan) simanlar kullanılabilir. Kullanılan reçine simanın mekanik özellikleri polimerizasyon şeklinden etkilenebilir. Işıqla polimerize olan reçine simanlarda karşılaşılan en önemli dezavantaj restorasyonun kalınlığına ve translüsentliğine bağlı olarak ışıqla geçişinin engellenmesi ve polimerizasyonun tamamlanamamasıdır (Jung ve ark. 2006;

Ilie ve Simon 2012; Rohr ve ark. 2015). Işıkla polimerize olan simanlarda oluşabilecek bu düzensizlikleri elimine etmek amacıyla, çalışmamızda kimyasal olarak da polimerize olabilen dual polimerize bir reçine siman tercih edilmiştir.

Kuron restorasyonlarını simante ederken diş üzerine yerleştirilmesinde uygulanan basınç örnekler arasında farklılara yol açabilmektedir. Araştırmaların bazılarında tüm örneklerle belirlenmiş bir basınç uygulanırken bazı araştırmalarda parmak basıncıyla simantasyon gerçekleştirilmiştir. Parmak basıncı, aynı klinisyen tarafından uygulansa da uygulanan basıncın miktarı klinisyenin moduna ve yorgunluğuna göre değişiklik gösterebilmektedir (De Freitas ve ark. 1979; Gorodovsky ve Zidan 1992; Wang ve ark. 1992; Chieffi ve ark. 2007). White ve ark. simantasyon basıncı arttıkça simanın film kalınlığının azaldığını belirtmişlerdir (White ve ark. 1992). Amore ve ark. 5 farklı klinisyenin simantasyon yaparken uyguladıkları parmak basıncını karşılaştırdıkları çalışmada; klinisyenlerin ilk birkaç dakikada uyguladığı basıncın ortalama 60 N olduğu, daha sonra bu basıncın 20-30 N'a kadar düştüğü belirtilmiştir (Black ve Amore 1993). Goracci ve ark.'nın uygulanan farklı basınç miktarlarının simanın bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmada; uygulanan basınç miktarı arttıkça bağlanma dayanımının da arttığını belirtilmiştir (Goracci ve ark. 2006). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda simantasyon için sabit 50 N basınç uygulayan bir düzenek hazırlanmış ve tüm örnekler bu düzenek ile aynı basınç kuvvetiyle simante edilmiştir.

Kırılma testlerinde uygulanan yükleme hızının, sonuçları etkilediği bilinmektedir. Çalışmalarda test cihazındaki yükleme hızı 0,45-1,05 mm/dk arasında değişmektedir (Nordahl ve ark. 2015; Preis ve ark. 2015; Shembish ve ark. 2016; Zhang ve ark. 2016). Bununla birlikte kuvvet uygulanmasında restorasyon tüberküllerine eşit miktarda temas edecek küre şeklinde veya ucu yuvarlatılmış bir uç kullanılmaktadır (Gresnigt ve ark. 2016; Öilo ve ark. 2016; Rosentritt ve ark. 2016). Kuvvet vertikal olarak veya açılı olarak uygulanabilmektedir. Kuvvetin dik gelecek şekilde uygulandığı çalışmalarda restorasyon üzerine gelen yüklerin homojen bir şekilde dağılmasını sağlamak amacıyla; alüminyum folyo, yumuşak polietilen plak, rubber dam veya plastik bantlar kullanılmıştır (Bindl ve ark. 2006; Kanat ve ark. 2014; Shahrabaf ve ark. 2014; Rohr ve ark. 2015). Buna bağlı olarak çalışmamızda kırılma dayanımı testi premolar dişlerin tüberküllerine eşit oranda gelecek şekilde özel olarak hazırlanmış 4,5 mm

çapında paslanmaz çelik küre uç ile gerçekleştirilmiştir. Kuvvet vertikal yönde ve 0,5 mm/dk yükleme hızıyla uygulanmıştır. Kuvvet kırıcı materyal olarak olarak yumuşak polietilen plak kullanılmıştır.

Kırılma testleri sonrası oluşan seramik başarısızlıkları fragtografik yöntemler ile değerlendirilebilir. Fragtografik analizler kırık başlangıç yerinin belirlenmesi, çatlağın ilerleme hattının gözlenmesi ve kırılma mekanizmasının anlaşılması açısından önem taşımaktadır (Kanat ve ark. 2014; Nicolaisen ve ark. 2014; Shembish ve ark. 2015). Yapılan çalışmalarda fragtografik analizler farklı yöntemlerle yapılabilmektedir. Bunlardan en sık kullanılanlar; taramalı elektron mikroskobu (SEM), stereomikroskop ve enerji dağılım spektrometrisidir (EDS) (Preis ve ark. 2015; Øilo ve ark. 2016; Rosentritt ve ark. 2016; Shembish ve ark. 2016). Çalışmamızda kırık yüzeylerin değerlendirilmesi amacıyla taramalı elektron mikroskobuyla (SEM) gerçekleştirilmiştir.

İnsanlarda ortalama posterior çiğneme kuvvetleri 200 N - 540 N arasında değişmektedir (Yoshinari ve Derand 1994; Attia ve Kern 2004). Çalışmamızda test edilen materyallerin tümünde kırılma dayanımı değerleri fizyolojik çiğneme kuvvetlerinden yüksek bulunmuştur. Çalışmamızın sonuçlarına göre en yüksek değerlere Vita Suprinity, IPS e.max CAD ve Rosetta grupları sahiptir. IPS Empress CAD grubunun değerleri; Cerec Bloc, Cerec Bloc PC ve Vita Enamic'ten anlamlı derecede yüksekken, Lava Ultimate grubuyla arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Vita Enamic , Cerec Bloc ve Cerec Bloc PC arasında anlamlı bir farklılık bulunmazken, diğer gruplardan anlamlı derecede düşük kırılma değerlerine sahip olduğu bulunmuştur.

Literatürde lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin diğer cam seramik sistemlere göre daha üstün kırılma dayanımına sahip olduğu birçok çalışmada kabul görmüş bir görüştür (Bindl ve ark. 2005; Asai ve ark. 2010; Magne ve ark. 2011; Homaei ve ark. 2016). Bu seramikler yapısında %70 oranında 0,5-4 µm boyutunda lityum disilikat kristalleri içerir (Anusavice ve Philips 2003; Pagniano 2005; Rosenstiel 2006). Guazzato ve ark.'na göre iğne şeklindeki lityum disilikat kristalleri çatlağın yönünü değiştirerek kırılma dayanımını arttırmaktadır (Guazzato ve ark. 2004). Seghi ve Sorensen çatlağın yön değiştirmesiyle, çatlak ilerlemesine neden olan kuvvetlerin azaldığı ve çatlak ilerlemesinin durduğunu ifade etmektedir (Seghi ve Sorensen 1995). Albakry ve ark. lityum disilikat kristallerinin seramik içerisinde homojen dağılması ve

paralel dizilim göstermesinin çatlak ilerlemesini durdurarak kırılma dayanımında etkili olduğunu belirtmişlerdir (Albakry ve ark. 2004). Della Bona ve ark. farklı kristal içeriğe sahip 4 farklı cam seramik materyalini inceledikleri çalışmalarında, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin yüksek kırılma direncinin yalnızca yüksek kristal içeriğine sahip olmasıyla açıklanamayacağını, lityum disilikat kristallerinin cam matriks içerisinde düzenli dağılım göstermesinin bu mekanizma üzerinde etkili olduğunu belirtmişlerdir (Della Bona ve ark. 2004). Homei ve ark.'nın 3 farklı CAD/CAM seramiğin kırılma dayanımını karşılaştırdığı çalışmasında IPS e.max CAD grubunun kırılma dayanımı Vita Enamic'ten anlamlı derecede yüksek, Cercon ZC'den ise düşük bulunmuştur (Homei ve ark. 2016). Doğan ve ark. titanyum abutmentlar üzerine simante edilen farklı CAD/CAM seramik kuronların kırılma direncini karşılaştırdıkları çalışmalarında IPS e.max CAD blokların kırılma dayanımı, Vita Mark II ve Lava Ultimate bloklardan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (Doğan ve ark. 2015). Yang ve ark. insan dişleri üzerine farklı CAD/CAM seramiklerinden kuron protezi hazırlayarak yaptıkları çalışmada IPS e.max CAD kuronlar Cerec Bloc kuronlara göre anlamlı oranda yüksek kırılma değerlerine sahip olarak bulunmuştur (Yang ve ark. 2014). Çalışmamızda da bu araştırmalara paralel olarak lityum disilikat ile güçlendirilmiş IPS e.max CAD ve Rosetta; Vita Suprinity haricinde diğer gruplardan anlamlı oranda yüksek kırılma değerlerine sahiptir.

Çalışmamızda farklı firmalar tarafından üretilen 2 lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik materyal; IPS e.max CAD ve Rosetta arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Kang ve ark. yaptıkları çalışmada Rosetta ve IPS e.max CAD blokların kırılma dayanımı ve mikro yapısı incelemişler, kırılma dayanımı testi sonucunda çalışmamızla paralel olarak 2 blok arasında anlamlı bir fark bulamazken, bunu her 2 grubun da benzer kristal yapısına ve kimyasal bileşime sahip olmasına bağlamışlardır (Kang ve ark. 2013).

Çalışmamızda yeni geliştirilen zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik Vita Suprinity ile geleneksel lityum disilikat seramikler IPS e.max CAD ve Rosetta arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Vita Suprinity zirkonya ve cam seramiklerin olumlu özelliklerini biraraya getirmek düşüncesiyle üretilen; içerisinde lityum metasilikat ve lityum disilikat kristallerinden oluşan ikili lityum silikat yapı ve zirkonya kristalleri bulunduran yeni nesil bir seramik sistemidir (Denry ve Kelly 2014,

Rinke ve ark. 2016). Krüger ve ark. zirkonya infiltre lityum silikat seramiklerde camsı matriksin içerisinde çözünmüş olarak bulunan zirkonyanın, cam seramiklerde çekirdeklenmeyi sağlayan bir ajan gibi davrandığını öne sürmüştür (Krüger ve ark. 2013). Vomacka ve ark. cam seramik içerisine ilave edilen ZrO_2 çözeltisinin, kristalizasyonu başlatan bir katalizörden çok, kristal büyümesini modifiye eden bir ajan gibi davrandığını belirtmişlerdir. Vomacka ve ark.'na göre ZrO_2 cam seramik içerisinde kristal büyümesini belli bir ölçüde sınırlayarak daha ince tanecik boyutunda kristaller oluşmasını sağlamaktadır (Vomacka ve ark. 1995). Feng ve ark. yaptıkları araştırmada cam seramik içerisine belli bir miktarda ilave edilen ZrO_2 'in çekirdeklenmeye katkıda bulunarak daha yoğun kristal oluşumuna sebep olduğunu saptamışlardır (Feng ve ark. 2012). Badawy ve ark. da Vita Suprinity yapısında bulunan ZrO_2 'in 0,5-0,7 μm boyutundaki ince tanecik yapısının oluşumuna katkıda bulunduğunu, böylece daha homojen ve yoğun bir tanecik dağılımı sağlanarak dayanımı arttırdığını belirtmişlerdir (Badawy ve ark. 2016). Belli ve ark. Vita Suprinity'nin sahip olduğu ince tanecik yapısının freze işleminin kolaylaşmasını sağlayarak, freze sırasında oluşabilecek çatlakları en aza indirdiğini ve böylece direncini arttırdığını belirtmişlerdir (Badawy ve ark. 2016; Belli ve ark. 2017). Çalışmamız sonuçlarında en yüksek kırılma dayanımı değerleri Vita Suprinity grubunda gözlenmiştir. Ancak IPS e.max CAD ve Rosetta ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Preis ve ark. simantasyonun zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerin marjinal uyumu ve kırılma direnci üzerindeki etkisi araştırmışlardır. Çalışmada kontrol grubu olarak lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik kullanılmış ve kuron restorasyonları insan dişleri üzerine hazırlanmıştır. Çalışmanın sonucunda adeziv simantasyonun kırılma dayanımını anlamlı derecede arttırdığı ve adeziv simante edilen gruplarda çalışmamızla paralel olarak 2 materyal arasında arada anlamlı bir farklılık bulunmadığı belirtilmiştir (Preis ve ark. 2015).

Rosentritt ve ark. 'nın çalışmasında; zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (ZLS), kompozit reçine (KR), hibrit seramik (HS) ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (LiS) bloklardan diş üstü ve implant üstü olarak ayrı ayrı kuron restorasyonları hazırlanmış ve kırılma dayanımları test edilmiştir. Çalışmanın sonucunda hem implant hem de diş üstü restorasyonlarda en yüksek kırılma dayanımı değerlerine LiS grubu sahip olmakla beraber; ZLS ve LiS grupları aralarında anlamlı bir fark bulunamamıştır. HS ve KR grupları ise diğer gruplara göre anlamlı derecede düşük

kırılma değerlerine sahiptir (Rosentritt ve ark. 2016). Çalışmamızda da benzer şekilde Vita Suprinity (ZLS), e.max CAD(LiS) ve Rosetta(LiS) grupları arasında anlamlı bir fark bulunamazken, Vita Enamic(HS) grubu anlamlı derecede düşük kırılma değerlerine sahip olarak bulunmuştur.

Weyhrauch ve ark. feldspatik seramik(Vita Mark II), lösit ile güçlendirilmiş seramik (Empress CAD), lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik (e.max CAD), hibrit seramik (Vita Enamic), reçine nanoseramik (Lava Ultimate), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (parsiyel kristalize) (Vita Suprinity) ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (tamamen kristalize) (Celtra Duo) blok materyallerinden üretilen kuron protezlerinin kırılma dayanımını karşılaştırdıkları çalışmalarında; implant abutmentları üzerine mandibular küçük azı formunda hazırladıkları kuron protezlerine kırılma dayanımı testi uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda kırılma dayanımı değerleri Vita Suprinity grubunda anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Daha sonra sırasıyla IPS e.max CAD, Lava Ultimate, Vita Enamic, Celtra Duo, Vita Mark II ve IPS Empress CAD en yüksek kırılma dayanımı değerlerine sahiptir (Weyhrauch ve ark. 2016). Çalışmamızda Weyhrauch ve ark.'na benzer şekilde en yüksek kırılma değerleri Vita Suprinity grubuna aittir. Ancak bizim çalışmamızda IPS e.max CAD grubuyla arasında anlamlı bir fark bulunamazken Weyhrauch ve ark. Vita Suprinity değerlerini anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır (Weyhrauch ve ark. 2016). Aradaki farklılığın Weyhrauch ve ark.'nın kuron protezlerini implant abutmentları üzerine, bizim çalışmamızda ise insan dişleri üzerine yapılmış olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Yapılan araştırmalar da bu görüşümüzü destekler nitelikte; dayanak materyalinin elastiklik modülünün kırılma dayanımı üzerinde etkili olduğunu göstermektedir (Scherrer ve De Rijk. 1993; Yücel ve ark. 2012). Aynı zamanda dentin ve metal implant abutmentın adeziv bağlanma mekanizmalarının birbirinden farklı olmasının kırılma dayanımı değerlerinin değiştirdiği düşünülmektedir (Pashley 1991; Rosentritt ve ark. 2000; Attia ve ark. 2006). Bindl ve ark. yaptıkları çalışmada 3 farklı materyalden hazırlanan monolitik CAD/CAM kuron restorasyonlarının kırılma dayanımı ve kullanılan simanın kırılma dayanıma etkisi incelenmiştir. Çalışmanın sonucuna göre; konvansiyonel yöntemle simante edildiğinde; IPS e.max CAD grubu kırılma değerleri, IPS Empress CAD ve Cerec Bloc'a göre anlamlı derecede yüksek bulunurken, adeziv yöntemle simante edildiğinde gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Bindl ve ark 2005). Buna dayanarak

çalışmamızda doğal diş kullanılmasıyla oluşan adeziv bağlanma mekanizmasının Vita Suprinity, IPS e.max CAD ve Rosetta arasındaki kırılma direnci farklılıklarını ortadan kaldırdığı düşünülebilir.

Elsaka ve Elnaghy'nin IPS e.max CAD ve Vita Suprinity blokların mekanik özelliklerini araştırdıkları çalışmada Weyhrauch ve ark.'na benzer şekilde Vita Suprinity kırılma değerleri anlamlı oranda yüksek bulunmuştur (Elsaka ve Elnaghy 2016). Bu farklılığın mevcut çalışmada örneklerin çalışmamızdan farklı olarak dikdörtgen şeklinde hazırlanması ve 3 nokta eğme yöntemiyle test edilmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çalışmamızda kırık tipleri değerlendirilmesinde en yüksek kırılma dayanımına sahip 3 grupta (Vita Suprinity, IPS e.max CAD, Rosetta) da en çok Tip V (katastrofik kırık) kırık gözlenmektedir. El-Damanhoury ve ark. kırılma testi uyguladıkları IPS e.max CAD endokuron restorasyonlarının %70'inde katastrofik kırık gözlemlemiştir. Bu durumu IPS e.max CAD materyalinin yüksek elastiklik modülüne sahip rijit bir materyal olması nedeniyle kritik alanlarda stres birikimi oluşturduğu ve bunun katastrofik kırıklara neden olduğu şeklinde açıklamışlardır (El-Damanhoury ve ark. 2015). Weiqiang ve ark.'nın farklı yapıştırma ajanlarının IPS e.max CAD kuron ve onley restorasyonlarının kırılma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmada yapıştırma ajanının bir etkisi olmaksızın kuron restorasyonlarında çoğunlukla katastrofik kırık (Tip V) gerçekleştiği, ancak onley restorasyonlarında daha çok Tip II kırık (kuron restorasyonun yarısından daha az bir kısmının kırılması) gerçekleştiği belirtilmiştir (Weiqiang ve ark. 2014). Bergamo ve ark. çalışmalarında monolitik zirkonya kuronların tümünde katastrofik kırık gözlemişlerdir. Benzer metodolojiye sahip laboratuvar çalışmalarında yüksek dirençli monolitik seramiklerin katastrofik kırık tipi gösterdiğini belirtmişlerdir (Bergamo ve ark. 2016). Sun ve ark.'nın çalışmasında da monolitik zirkonya ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramiklerde tipik olarak katastrofik kırık gözlemlendiği belirtilmiştir (Sun ve ark. 2014). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızla benzer koşullarda test edilmiş, zirkonya ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler gibi yüksek dirençli monolitik restorasyonlarda çoğunlukla katastrofik tip kırılma gözlemlendiği, aynı zamanda araştırmalarda açıklandığı gibi; yüksek elastiklik modülüne sahip rijit materyallerin stres dağılımı yapmaksızın kuvvetleri direkt olarak diş-

restorasyon arayüzüne aktarmasının katastrofik kırıklara neden olduğu düşünülmektedir (Asmussen ve ark. 1999; Manocci ve ark. 1999).

Tam seramiklerin yüksek elastiklik modülüne sahip rijit materyaller olması kuvvetler karşısında kırılma davranış göstermelerine neden olmaktadır. Bu nedenle elastiklik modülü daha düşük esnek yapıda blok materyalleri ile kırılma eğiliminin önüne geçileceği düşünülmektedir (Craig ve ark. 2000; Fasbinder 2010b). Günümüzde bu amaçla reçine ve seramik bileşenlerden oluşan nano seramik ve hibrit seramik materyaller geliştirilmiştir. Bu materyallerde reçine matriks sayesinde elastiklik modülü düşürülerek kırılma eğilimi azaltılmaya çalışılmış, aynı zamanda doğal dişe yakın elastiklik modülüne sahip olmalarından dolayı kuvvetlerin diş ve restorasyon arasında paylaşılması sağlanmıştır (McCabe ve Walls 2008; Fasbinder 2010b; Coldea ve ark. 2013). Çalışmamızda kullanılan reçine içerikli bloklardan hibrit seramik (Vita Enamic) ve nano seramik (Lava Ultimate) bloklar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Yapılan araştırmalarda 2 materyal arasında farklılığa neden olabilecek faktörlerden bir tanesi kimyasal bileşimleri olarak belirtilmektedir (Badawy ve ark. 2016; Bonfante ve ark. 2016; Shembish ve ark. 2016; Belli ve ark. 2017). Lava Ultimate bileşiminin %80'ini oluşturan inorganik kısmı; 20 nm çapında silika, 4-11 nm çapında zirkonya nanopartikülleri ve silika ile zirkonya nanopartiküllerinin birleştiği 0,6-10 µm boyutunda nanopartikül demetlerinden(nanocluster) oluşurken, %20'sini oluşturan organik kısmı Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA ve TEG-DMA monomerlerinden oluşmaktadır (Kassotakis ve ark. 2015). Reçine matriks ve nanopartikül yapı arasında silan bağlatısıyla oluşan kuvvetli bir kimyasal bağ vardır (Melo ve ark. 2013). Vita Enamic ise silika ve aluminadan oluşan poröz seramik matriks içerisine UDMA ve TEG-DMA'dan oluşan reçine infiltrasyonu sonucu elde edilen hibrit bir materyaldir. Vita Enamic içerisindeki inorganik seramik matriks %86 oranındayken, organik reçine matriks %14 oranında bulunmaktadır (Della Bona ve ark. 2014; Lim ve ark. 2016). Lim ve ark.'nın yaptığı çalışmada araştırmamızla paralel olarak Lava Ultimate blokların kırılma dayanımı Vita Enamic'ten anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bu farklılık materyallerin kimyasal bileşenleri ve mikroyapısındaki farklılıklarla açıklanmıştır. Lim ve ark.'na göre Lava Ultimate'in nano boyutlardaki partikül yapısından oluşması; daha yoğun ve homojen bir partikül dağılımı sağlayarak çatlak ilerlemesini önlemekte ve kırılma dayanımını arttırmaktadır (Lim ve ark. 2016). Badawy ve ark.'nın tek seans CAD/CAM materyallerinin kırılma dayanımını araştırdıkları çalışmada, çalışmamızla

paralel olarak Lava Ultimate'in kırılma dayanımı Vita Enamic'ten anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Lava Ultimate'in daha yüksek dayanıma sahip olması; nanopartikül demetlerinin (nanocluster) boşluksuz bir yapı oluşturarak çatlak oluşumunu engellemesiyle açıklanmaktadır (Badawy ve ark. 2016). Bununla birlikte Rise; seramiklerdeki partikül boyutu ve dayanım arasındaki ilişkiyi Hall-Petch ($\sigma_y = \sigma_0 + K_d^{-1/2}$) ilişkisine benzer şekilde tanımlamıştır. Buna göre bir materyaldeki partikül boyutu küçüldükçe fiziksel dayanımı artmaktadır (Rice 1977; Tang ve ark. 2012). Bu nedenle Lava Ultimate'in partiküllerinin nano boyutta olmasının fiziksel dayanımına katkısı olduğu düşünülebilir. Nanoteknolojinin bir diğer avantajı da inorganik matriksin reçine matriks içerisinde daha homojen bir dağılım göstermesidir. Belli ve ark.'na göre Lava Ultimate'in nanopartikül yapısı nedeniyle reçine ve seramik matriks birbirini içinde homojen bir dağılım gösterirken, Vita Enamic'te ise polimerler, seramik yapı içerisindeki gözeneklere penetre edilirler ve bu gözeneklerde şeritler halinde bulunurlar. Bu yapı Vita Enamic'in elastiklik modülünü yükselterek daha rijit davranmasına yol açmakta ve kırılma dayanımını arttırmaktadır (Belli ve ark. 2017). Miller ve Shenoy da yaptıkları araştırmada materyalin tanecik boyutunu nano boyutlara indirgedikçe elastiklik modülünün düştüğünü belirtmişlerdir (Miller ve Shenoy 2000). Vita Enamic 30 GPa elastiklik modülüne sahipken, Lava Ultimate 13 GPa elastiklik modülüne sahiptir (Homaei ve ark. 2016; Zhang ve ark. 2016). Bu doğrultuda Lava Ultimate'in daha esnek yapıda olması nedeniyle daha yüksek kırılma dayanımına sahip olabileceği düşünülmektedir. Stawarczyk ve ark. ve Awada ve Nathanson'nın çalışması çalışmamıza paralel şekilde Lava Ultimate Vita Enamic'ten anlamlı oranda yüksek değerlere sahip bulunmuştur. Awada ve Nathanson aradaki farkı materyallerin elastiklik modülündeki farklılıkla açıklamışlardır. Lava Ultimate bloklar daha düşük elastiklik modülüne sahip olduğu için gelen kuvvetlerin restorasyon üzerinde dağıldığını ve buna bağlı olarak kırılma dayanımının azaldığını belirtmişlerdir (Awada ve Nathanson 2015). Stawarczyk ve ark. da çalışmalarında Lava Ultimate blokların daha yüksek kırılma dayanımına sahip olmasını elastiklik modülünün daha düşük olmasıyla açıklamışlardır (Stawarczyk ve ark. 2015). Zarone ve ark. 'nın çalışması kompozit, feldspatik seramik ve alumina kuronların çiğneme kuvvetleri altında oluşturdukları stres birikimini incelemişlerdir. Elastiklik modülü dentine daha yakın olan kompozit endokuronlarda stres birikim değeri endokuron-siman-dentin ara yüzlerinde 1-2 MPa, feldspatik endokuronlarda 5-7 MPa, elastiklik modülü en yüksek olan alumina endokuronda 6-10 MPa değerleri

arasında olduğunu, elastiklik modülü diş dokusuna yakın olan materyallerin diş üzerinde oluşturduğu streslerin daha az olduğunu belirtmişlerdir (Zarone ve ark. 2006). Çalışmamızda da Lava Ultimate'in elastik modülü daha düşük olduğu için daha az stres birikimi oluşturduğu ve bu nedenle kırılabilirliğinin azaldığı düşünülebilir.

Çalışmamızda reçine içerikli Vita Enamic ve Lava Ultimate gruplarındaki örneklerin çoğunda kuronda çatlak şeklinde gözlenen tip I kırık görülmüştür. Bu materyallerin düşük elastiklik modülüne sahip esnek materyaller olması nedeniyle parçalı kırıklar yerine bu şekilde bir kırılma davranışı gösterdiği düşünülmektedir. Cam seramiklerin elastiklik modülü yaklaşık 55 GPa'ken, Vita Enamic'in 30 GPa, Lava Ultimate'in ise 13 GPa'dır (Homaei ve ark. 2016; Zhang ve ark. 2016). Rohr ve ark. Vita Enamic'in mikroyapısındaki seramik ve polimer matriks arayüzünün çatlak ilerlemesinin yönünü değiştirerek kuvvetlerin dağılmasını sağladığı ve buna bağlı olarak kırılma tokluğunun arttığını belirtmişlerdir. Bu nedenle hibrit seramiklerin feldspatik seramiklerden farklı kırılma tiplerine sahip olduğu ve çatlak hattının daha kıvrımlı olduğunu bildirmişlerdir (Rohr ve ark. 2015). Rosentritt ve ark. da çalışmalarında reçine içerikli materyallerin katastrofik kırık gerçekleştirme ihtimalinin daha düşük olduğunu belirtmişlerdir (Rosentritt ve ark. 2016). Shembish ve ark.'nın çalışmasında Lava Ultimate nano seramik bloklarda katastrofik kırık gözlenmediği, kırık tiplerinin çoğunlukla bizim çalışmamızla paralel olarak kuronda çatlak şeklinde oluştuğu veya minimal kuron kırıkları şeklinde gözlemlendiği belirtilmiştir (Shembish ve ark. 2016). Zhawi ve ark.'nın çalışmasında da Vita Enamic kuronlara özgü kırık tipini kuronda çatlak şeklinde oluşan Tip I kırık olarak belirtmekte ve bu anlamda çalışmamızı desteklemektedir (El Zhawi ve ark. 2016).

Çalışmamızda Lava Ultimate, Cerec Bloc ve Cerec Bloc PC grubundan anlamlı derecede yüksek kırılma değerlerine sahiptir. Weyhrauch ve ark.'nın çalışmasında çalışmamızla paralel şekilde Lava Ultimate grubu Vita Mark II'den anlamlı derecede yüksek kırılma dayanımına sahip olarak bulunmuştur. Bu durum Lava Ultimate'in reçine matriks sayesinde sahip olduğu düşük elastiklik modülünün kırılabilirliği azaltmasıyla açıklanmıştır (Weyhrauch ve ark. 2016). Awada ve Nathanson'nın reçine-seramik bileşenlerden oluşan CAD/CAM materyallerinin mekanik özelliklerini araştırdıkları çalışmada bizim çalışmamızda kullanılan Lava Ultimate, Vita Mark II bloklarının kırılma dayanımları araştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda Lava Ultimate

kırılma dayanımı Vita Mark II'den anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bu durum nano seramiklerin elastiklik özellikleriyle açıklanmıştır (Awada ve Nathanson 2015). Wendler ve ark.'nın araştırmasında da çalışmamızla paralel şekilde Lava Ultimate'in kırılma dayanımı Vita Mark II'den yüksek bulunmuştur (Wendler ve ark. 2017). Araştırmalarda Lava Ultimate'in feldspatik seramiklerden yüksek kırılma dayanımına sahip olması; düşük elastiklik modülü sayesinde kırılma dayanımının azalması ve nano boyuttaki partiküllerin yoğun ve homojen bir dağılım göstermesiyle çatlak ilerlemesine engel olmasıyla açıklanmaktadır (Della Bona ve ark. 2014; Homaei ve ark. 2016; Lim ve ark. 2016; Zhang ve ark. 2016).

Çalışmamızda IPS Empress CAD grubu, Cerec Bloc ve Cerec Bloc PC'den anlamlı derece yüksekken; Lava Ultimate ile Empress CAD grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Vichi ve ark.'nın tek seans CAD/CAM blokların kırılma dayanımı üzerine yaptıkları araştırmada lōsit ile güçlendirilmiş seramiklerin feldpatik seramiklerden daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu belirtilmiştir. Vichi ve ark. ve Albakry ve ark.'na göre lōsit kristalleri çatlağın yönünü değiştirerek kırılma dayanımını arttırmaktadır (Albakry ve ark. 2004; Vichi ve ark. 2013). Asai ve ark.'nın çalışmasında çalışmamızda kullanılan IPS e.max CAD, IPS Empress CAD ve Vita Mark II blokların kırılma dayanımı araştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda kırılma dayanımını değerleri yüksekten düşüğe IPS e.max CAD, IPS Empress CAD ve Vita Mark II olarak bulunmuştur ve çalışmamızla paralellik göstermektedir (Asai ve ark. 2010). IPS Empress CAD sisteminin feldspatik seramiklerden daha yüksek dayanım göstermesindeki bir diğer faktör de cam matriks içerisinde oluşan artık baskı gerilimleri olarak belirtilmektedir. Yapı içerisinde bulunan lōsit kristallerinin genleşme katsayısı içinde bulunduğu cam matriksten fazla olduğu için ısıtılıp soğutma işlemleri sırasında lōsit kristalleri büzülme ve cam matriksi kendine doğru çekmektedir. Böylece yapı içinde oluşan iç basınç mikroçatlakların oluşumunu engellemektedir (Anusavice ve Philips 2003; Mehulic 2005; Kukiattrakoon ve Thammasitboon 2007).

Argyrou ve ark. 'nın çalışmasında farklı tam seramik blokların kırılma dayanımı incelenmiştir. Çalışmanın sonucuna göre; Lava Ultimate ve IPS Empress CAD arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Bununla birlikte 2 grup Vita Triluxe Forte'den anlamlı derecede yüksek kırılma değerlerine sahiptir (Argyrou ve ark. 2016). Albero ve ark.'nın çalışmasında farklı CAD/CAM blokların fiziksel özellikleri incelenmiştir.

Çalışmanın kırılma dayanımı sonuçlarına göre IPS Empress CAD ve Lava Ultimate'in kırılma dirençleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Albero ve ark. 2015). Bizim çalışmamızda da IPS Empress CAD ve Lava Ultimate blokların kırılma dayanımı arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Bu araştırmalar bu anlamda çalışmamızı desteklemektedir.

Çalışmamızdan farklı olarak Stawarczyky ve ark. ile Awada ve Nathanson'nın çalışmasında Lava Ultimate'in kırılma dayanımı değerleri, IPS Empress CAD'e göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Aradaki farklılığın test yöntemindeki ve örnek geometrisindeki farklılıklardan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Mevcut çalışmalarda bar şeklinde hazırlanan örnekler 3 nokta eğme testine tabi tutulurken bizim çalışmamızda kuron şeklinde hazırlanan restorasyonlar insan dişleri üzerine simante edildikten sonra kırılma dayanımı testi uygulanmıştır (Awada ve Nathanson 2015; Stawarczyk ve ark. 2015).

Lauvahutanon ve ark.'nın Lava Ultimate, Vita Enamic ve Vita Mark II blokların kırılma dayanımını araştırdıkları çalışmada; Lava Ultimate'in kırılma dayanımı değerleri diğer 2 gruptan anlamlı derecede yüksekken, Vita Enamic ve Vita Mark II arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (Lauvahutanon ve ark. 2014). Bizim çalışmamızda da Vita Enamic grubu ile Cerec Bloc, Cerec Bloc PC grubu arasında anlamlı bir fark bulunamazken, diğer tüm gruplar daha yüksek kırılma değerlerine sahiptir ve Lauvahutanon ve ark.'nın çalışmasına paralellik göstermektedir.

Doğan ve ark.'nın IPS e.max CAD, Lava Ultimate ve Vita Mark II bloklarıyla yapılan kuron protezlerinin kırılma dayanımını karşılaştırdıkları çalışmada; 3 grup arasında anlamlı farklılık saptanmış ve kırılma dayanımları yüksekten düşüğe doğru sırasıyla; IPS e.max CAD, Lava Ultimate ve Vita Mark II olarak bulunmuştur (Doğan ve ark. 2015). Çalışmamızda da Doğan ve ark.'na benzer şekilde; aynı bloklar arasında, aynı sırayla anlamlı farklılık tespit edilmiştir.

Asai ve ark.'nın çalışmasında farklı CAD/CAM seramiklerinin kırılma dayanımı bizim çalışmamızda olduğu gibi insan dişleri üzerine simante edilerek test edilmiştir. Çalışmanın sonucunda gruplar arasında anlamlı derecede farklılık bulunmuş ve kırılma dayanımı değerleri büyükten küçüğe doğru; IPS e.max CAD, IPS Empress CAD ve Vita Mark II olarak sıralanmaktadır (Asia ve ark. 2010). Bizim çalışmamız da Asai ve ark.'na paralel şekilde aynı bloklar arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir.

Çalışmamızda biri monokromatik (Cerec Bloc) biri polikromatik (Cerec Bloc PC) olmak üzere 2 feldspatik blok kullanılmış ve kırılma dayanımları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Çalışmamızla paralel olarak Vichi ve ark. da 2013 yılında yaptıkları çalışmada farklı CAD/CAM seramik blokların kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlar, monokromatik ve polikromatik feldspatik blokların kırılma dayanımlarında arasında anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir (Vichi ve ark. 2013).

Araştırmalarda zirkonya ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler gibi yüksek dirençli monolitik restorasyonlarda katastrofik kırığa rastlanma olasılığının yüksek olduğu belirtilmiştir. Düşük dirençli seramiklerde ise katastrofik kırığın nadiren gözlemlendiği, daha çok parçalı kırıklar olduğu belirtilmektedir (Weiqiang ve ark. 2014; El-Damanhoury ve ark. 2015). Sharhrbaf ve ark.'nın preparasyon dizaynı ve simanın feldspatik kuronların kırılma dayanımını inceleyen çalışmasında; feldspatik seramiklerde daha çok Tip II ve Tip III kırık gözlemlendiği, grupların çoğunda katastrofik kırık gözlenmediği belirtilmiştir (Sharhrbaf ve ark. 2014). Lim ve ark. feldspatik ve lösit içerikli seramikler gibi rijit materyallerin nanoseramik ve hibrit seramiklere göre daha çok parçalanan kırık tipi sergilediği, reçine içeren seramik blokların kırılma anında daha çok elastik deformasyon göstermesi nedeniyle parçalı kırığa rastlanma ihtimalinin düşük olduğunu belirtmişlerdir (Lim ve ark. 2016). Skouridou ve ark.'nın IPS Empress CAD kuronların kırılma dayanımı araştırdıkları çalışmada; en sık rastlanan kırık tiplerinin Tip I ve Tip II olarak belirtmişlerdir (Skouridou ve ark. 2013). Çalışmamızda da bu araştırmalarla paralel şekilde Cerec Bloc, Cerec Bloc PC ve IPS Empress CAD gruplarında en çok Tip II kırık gözlenmektedir. Kırılma dayanımı ile ilgili yapılan çalışmalarda farklı seramiklerde, farklı kırık tipleri gözlenmektedir. Kırılma tipleri arasındaki farklılık; seramiğin mikroyapısı, mekanik direnci, adeziv bağlantının kuvveti ve elastik özellikleri gibi faktörlere göre değişiklik gösterebilmektedir.

SONUÇ

1. Tam seramik sistemlerde kristal içeriği, miktarı ve büyüklüğündeki farklılıklar kırılma dayanımını değiştirmektedir. Çalışmamızda kullanılan seramiklerin kırılma dayanımları yüksekte düşüğe; Vita Suprinity, IPS e.max CAD,

Rosetta, Lava Ultimate, IPS Empress CAD, Vita Enamic, Cerec Bloc PC, Cerec Bloc olarak tespit edilmiştir.

2. Yeni geliştirilen zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler en yüksek kırılma değerlerine sahip olup geleneksel lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır.
3. Çalışmamızda yüksek dirençli tam seramik materyalleri Vita Suprinity, IPS e.max CAD ve Rosetta örneklerde katastrofik kırık tipi gözlenmiştir.
4. Yeni geliştirilen reçine içerikli hibrit(Vita Enamic) ve nano seramik(Lava Ultimate) blokların yüksek dirençli tam seramik materyallerinden (Suprinity, e.max, Rosetta) daha düşük kırılma dayanımına sahip olduğu saptanmıştır.
5. Yapısında reçine matriks bulunan ancak farklı kimyasal bileşime ve üretim teknolojisine sahip 2 materyalden nano seramiklerin(Lava Ultimate) kırılma dayanımı hibrit seramiklerden(Vita Enamic) anlamlı oranda yüksek bulunmuştur.
6. Reçine matrikse sahip hibrit ve nanoseramiklerin kırık tipleri incelendiğinde daha çok Tip I kırık olarak tanımlanan, parçalanmadan çatlak hattı şeklinde kırık olduğu görülmüştür.
7. Cerec Bloc, Cerec Bloc PC ve Vita Enamic arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.
8. Feldspatik (Cerec Bloc, Cerec Bloc PC) ve lösit ile güçlendirilmiş seramiklerde (IPS Empress CAD) kırık tipleri incelendiğinde çoğunlukla Tip II kırık gözlenmiştir.
9. Çalışmamızın tüm sonuçları göz önüne alındığında çalışmaya dahil olan materyallerin tümü fizyolojik çiğneme kuvvetlerini taşıyabilecek dayanıma sahiptir. Ancak kırılma dayanımı blok seçiminde tek kriter olamayacağı için endikasyona göre farklı bloklar tercih edilebilmektedir. Bununla birlikte Vita Suprinity, Lava Ultimate ve Vita Enamic gibi yeni geliştirilen blokların uzun dönem etkilerinin in vitro ve in vivo çalışmalarla analiz edilmesiyle, malzemelerin kullanımı ve geliştirilmesi hakkında daha detaylı sonuçlar elde edileceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

Acar, O., Yilmaz, B., Altintas, S. H., Chandrasekaran, I., & Johnston, W. M. (2016). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(1), 71-75.

Akbarian, G., Ameri, H., Chasteen, J. E., & Ghavamnasiri, M. (2014). Fracture Resistance of Premolar Teeth Restored with Silorane-Based or Dimethacrylate-Based Composite Resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(3), 200-207.

Åkesson, J., Sundh, A., & Sjögren, G. (2009). Fracture resistance of all-ceramic crowns placed on a preparation with a slice-formed finishing line. *Journal of oral rehabilitation*, 36(7), 516-523.

Akgungor, G., Akkayan, B., & Gaucher, H. (2005). Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic system. *The Journal of prosthetic dentistry*, 94(3), 234-241.

Akgungor, G., Kilincaslan, N., & Şen, D. (2012). Anterior single laminate veneer restoration using CEREC biogeneric reference design mode: case report. In *Key Engineering Materials* (Vol. 493, pp. 599-603). Trans Tech Publications.

Akgungor, G., Olcer, Y., Şen, D., & Tunçelli, B. (2012). Occlusal Surface Reconstruction with Chairside Ceramic Onlay Using CEREC Biogeneric Design Mode: Case Report. In *Key Engineering Materials* (Vol. 493, pp. 594-598). Trans Tech Publications.

Akgungor, G., Sen, D., Bal, E., & Özcan, M. (2013). Simultaneous replacement of maxillary central incisors with CEREC biogeneric reference technique: a case report. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*, 7(2), 112.

Akturk, Z., Acemoglu, H., Set, T., Cansever, Z., & Avsar, U. (2013). Turkish reliability and validity of the Index Learning Styles instrument. *HealthMED*, 7(2), 445-50.

Albakry, M., Guazzato, M., & Swain, M. V. (2003). Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *Journal of dentistry*, 31(3), 181-188.

Albakry, M., Guazzato, M., & Swain, M. V. (2004). Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass–ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 71(1), 99-107.

Albero, A., Pascual, A., Camps, I., & Grau-Benitez, M. (2015). Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 7(4), e495.

Albrecht, T., Kirsten, A., Kappert, H. F., & Fischer, H. (2011). Fracture load of different crown systems on zirconia implant abutments. *dental materials*, 27(3), 298-303.

Allen, K. L., Schenkel, A. B., & Estafan, D. (2003). An overview of the CEREC 3D CAD/CAM system. *General dentistry*, 52(3), 234-235.

Anusavice, K. J., & Brantley, W. A. (2003). Physical properties of dental materials. *Phillips' Science of Dental Materials" 11th ed, Anusavice KJ ed, Saunders Co, St. Louis*, 57.

Anusavice, K. J., & Phillips, R. W. (2003). Skinner's science of dental materials.

Argyrou, R., Thompson, G. A., Cho, S. H., & Berzins, D. W. (2016). Edge chipping resistance and flexural strength of polymer infiltrated ceramic network and resin nanoceramic restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(3), 397-403.

Arslan, Y., Karakoca Nemli, S., Bankoğlu Güngör, M., Tamam, E., & Yılmaz, H. (2015). Evaluation of biogeneric design techniques with CEREC CAD/CAM system. *The journal of advanced prosthodontics*, 7(6), 431-436.

Asai, T., Kazama, R., Fukushima, M., & Okiji, T. (2010). Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dental materials journal*, 29(6), 661.

Asmussen, E., Peutzfeldt, A., & Heitmann, T. (1999). Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *Journal of dentistry*, 27(4), 275-278.

Attia, A., & Kern, M. (2004). Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(6), 551-556.

Attia, A., Abdelaziz, K. M., Freitag, S., & Kern, M. (2006). Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 95(2), 117-123.

Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A., & Ilie, N. (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of prosthetic dentistry*, 113(6), 534-540.

Awada, A., & Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(4), 587-593.

Badawy, R. E. S., El-Mowafy, O., & Tam, L. (2016). Flexural Properties of Chairside CAD/CAM Materials. *Dent. Med. Probl*, 53(2), 230-235.

Baladhandayutham, B., Lawson, N. C., & Burgess, J. O. (2015). Fracture load of ceramic restorations after fatigue loading. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(2), 266-271.

Belli, S., Erdemir, A., Ozcopur, M., & Eskitascioglu, G. (2005). The effect of fibre insertion on fracture resistance of root filled molar teeth with MOD preparations restored with composite. *International Endodontic Journal*, 38(2), 73-80.

Belli, R., Wendler, M., de Ligny, D., Cicconi, M. R., Petschelt, A., Peterlik, H., & Lohbauer, U. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials*, 33(1), 84-98.

Bergamo, E. T. P., da Silva, W. J., Cesar, P. F., & Del Bel Cury, A. A. (2016). Fracture load and phase transformation of monolithic zirconia crowns submitted to different aging protocols. *Operative dentistry*, 41(5), E118-E130.

Bernhart, J., Bräuning, A., Altenburger, M. J., & Wrbas, K. T. (2009). Cerec3D endocrowns--two-year clinical examination of CAD/CAM crowns for restoring endodontically treated molars. *International journal of computerized dentistry*, 13(2), 141-154.

Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 204(9), 505-511.

Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gueth, J. F., Edelhoff, D., & Naumann, M. (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials*, 28(4), 449-456.

Bibb, R. J., Eggbeer, D., Williams, R. J., & Woodward, A. (2006). Trial fitting of a removable partial denture framework made using computer-aided design and rapid prototyping techniques. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 220(7), 793-797.

Bidez, M. W., & Misch, C. E. (1992). Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant dentistry*, 1(4), 289-294.

Bindl, A., & Mörmann, W. H. (2003). Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *European journal of oral sciences*, 111(2), 163-169.

Bindl, A., & Mörmann, W. H. (2005). Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(6), 441-447.

Bindl, A., Richter, B., & Mörmann, W. H. (2005). Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *International Journal of Prosthodontics*, 18(3).

Bindl, A., Lüthy, H., & Mörmann, W. H. (2006). Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental Materials*, 22(1), 29-36.

Black, S., & Amoore, J. N. (1993). Measurement of forces applied during the clinical cementation of dental crowns. *Physiological measurement*, 14(3), 387.

Bona, A. D., Anusavice, K. J., & Hood, J. A. (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *International Journal of Prosthodontics*, 15(3).

Bonfante, E. A., Suzuki, M., Hirata, R., Bonfante, G., Fardin, V. P., & Coelho, P. G. (2016). Resin composite repair for implant-supported crowns. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*.

Borba, M., de Araújo, M. D., Fukushima, K. A., Yoshimura, H. N., Cesar, P. F., Griggs, J. A., & Della Bona, Á. (2011). Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *dental materials*, 27(7), 710-721.

Borges, G. A., Caldas, D., Taskonak, B., Yan, J., Sobrinho, L. C., & De Oliveira, W. J. (2009). Fracture Loads of All-Ceramic Crowns under Wet and Dry Fatigue Conditions. *Journal of prosthodontics*, 18(8), 649-655.

Burke, F. J. T., & Watts, D. C. (1994). Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence International*, 25(5).

Burke, F. J. T. (1995). The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence International*, 26(4).

Burke, F. J. T. (1996). Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns: The effect of increased tooth preparation. *Quintessence International*, 27(2).

Burke, F. T., Qualtrough, A. J., & Hale, R. W. (1998). Dentin-bonded all-ceramic crowns: current status. *The Journal of the American Dental Association*, 129(4), 455-460.

Burke, F. J., Fleming, G. J., Nathanson, D., & Marquis, P. M. (2002). Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *Journal of Adhesive Dentistry*, 4(1).

Caputo, A. A., & Standlee, J. P. (1987). *Biomechanics in clinical dentistry*. Quintessence Publishing (IL).

Carrier, D. D., & Kelly, J. R. (1995). In-Ceram Failure Behavior and Core-Veneer Interface Quality as Influenced by Residual Infiltration Glass. *Journal of Prosthodontics*, 4(4), 237-242.

Castelnuovo, J., Tjan, A. H., Phillips, K., Nicholls, J. I., Kois, J. C., of Washington, U., & of Dentistry, S. (2000). Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83(2), 171-180.

Cattell, M. J., Chadwick, T. C., Knowles, J. C., Clarke, R. L., & Lynch, E. (2001). Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dental Materials*, 17(1), 21-33.

Cekic-Nagas, I., Ergun, G., Egilmez, F., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. J. (2016). Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *Journal of prosthodontic research*, 60(4), 265-273.

Chapman, S. K. (1986). *Working with a scanning electron microscope*. Lodgemark Press.

Chen, Y., Zhao, Y., & Wang, H. (1997). [Marginal fit of CAD/CAM ceramic inlays]. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China journal of stomatology*, 15(4), 317-8.

Chieffi, N., Chersoni, S., Papacchini, F., Vano, M., Goracci, C., Davidson, C. L., ... & Ferrari, M. (2007). The effect of application sustained seating pressure on adhesive luting procedure. *Dental Materials*, 23(2), 159-164.

Chitmongkolsuk, S., Heydecke, G., Stappert, C., & Strub, J. R. (2002). Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 10(1), 15-22.

Cho, L., Song, H., Koak, J., & Heo, S. (2002). Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(4), 388-395.

Christensen, G. J. (2001). Computerized restorative dentistry. State of the art. *Journal of the American Dental Association* (1939), 132(9), 1301-1303.

Coldea, A., Swain, M. V., & Thiel, N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419-426.

Combe, E. C. (1988). Notes on dental materials, Churchill Livingstone.

Corazza, P. H., Feitosa, S. A., Borges, A. L. S., & Della Bona, A. (2013). Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 29(3), 339-347.

Cowan, A. J., Wilson, N. H. F., Wilson, M. A., & Watts, D. C. (1996). The application of ESEM in dental materials research. *Journal of Dentistry*, 24(5), 375-377.

Craig, R. G. (1989). Dental restorative materials. Mosby, St. Louis-Baltimore-Toronto.

Craig, R. G., Welker, D., Rothaut, J., Krumbholz, K. G., Stefan, K. P., Dermann, K., ... & Borchert, M. (2000). *Dental materials*. Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA.

Curtis, A. R., Wright, A. J., & Fleming, G. J. (2006). The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 34(5), 317-325.

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

Davide, A., Gabriele, A., Francesca, C., & Re, D. (2015). Does Sandblasting Improve Bond Strength between Nano-ceramic Resin and Two Different Luting Composites?. *Bioceramics Development and Applications*, 2015.

Davidowitz, G., & Kotick, P. G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55(3), 559-570.

Dawson, B., & Trapp, R. G. (2004). Basic and Clinical Biostatistics. McGraw-Hill Companies.

Dell, R. B., Holleran, S., & Ramakrishnan, R. (2002). Sample size determination. *Ilar Journal*, 43(4), 207-213.

Della Bona, A., Mecholsky, J. J., & Anusavice, K. J. (2004). Fracture behavior of lithia disilicate-and leucite-based ceramics. *Dental Materials*, 20(10), 956-962.

Della Bona, A., Donassollo, T. A., Demarco, F. F., Barrett, A. A., & Mecholsky, J. J. (2007). Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced ceramic. *Dental Materials*, 23(6), 769-775.

Della Bona, A., Corazza, P. H., & Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental materials*, 30(5), 564-569.

Denry, I., & Kelly, J. R. (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of dental research*, 93(12), 1235-1242.

De Freitas Oliveira, J., Ishikiriyama, A., Vieira, D. F., & Mondelli, J. (1979). Influence of pressure and vibration during cementation. *The Journal of prosthetic dentistry*, 41(2), 173-177.

Dogan, D. O., Gorler, O., Mutaf, B., Ozcan, M., Eyuboglu, G. B., & Ulgey, M. (2015). Fracture Resistance of Molar Crowns Fabricated with Monolithic All-Ceramic CAD/CAM Materials Cemented on Titanium Abutments: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics*.

Duret, F., Blouin, J. L., & Duret, B. (1988). CAD-CAM in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 117(6), 715-720.

Duret, F., & Preston, J. D. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current opinion in dentistry*, 1(2), 150-154.

D'Arcangelo, C., Vanini, L., Rondoni, G. D., & De Angelis, F. (2016). Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(3), 350-355.

El-Damanhoury, H. M., & Gaintantzopoulou, M. (2015). Effect of thermocycling, degree of conversion, and cavity configuration on the bonding effectiveness of all-in-one adhesives. *Operative dentistry*, 40(5), 480-491.

Elsaka, S. E. (2014). Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *Journal of Adhesive Dentistry*, 16(6).

Elsaka, S. E., & Elnaghy, A. M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*, 32(7), 908-914.

El Zhawi, H., Kaizer, M. R., Chughtai, A., Moraes, R. R., & Zhang, Y. (2016). Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. *Dental Materials*, 32(11), 1352-1361.

Ender, A., Wiedhahn, K., & Mörmann, W. H. (2003). Chairside multi-unit restoration of a quadrant using the new Cerec 3D software. *International journal of computerized dentistry*, 6(1), 89-94.

Ender, A., Mörmann, W. H., & Mehl, A. (2011). Efficiency of a mathematical model in generating CAD/CAM-partial crowns with natural tooth morphology. *Clinical oral investigations*, 15(2), 283-289.

Evans, C., Brundle, R., & Wilson, S. (1992). *Encyclopedia of Materials Characterization*.

Fasbinder, D. J. (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 22S-31S.

Fasbinder, D. J. (2010a). Digital dentistry: innovation for restorative treatment. *Compend Contin Educ Dent*, 31(4), 2-11.

Fasbinder, D. J. (2010b). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 31(9), 702-4.

Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D., & Neiva, G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *The Journal of the American Dental Association*, 141, 10S-14S.

Fasbinder, D. J. (2012). Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 33(1), 50-52.

Fasbinder, D. J., & Neiva, G. F. (2016). Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(1), 56-66.

Feng, K. C., Chou, C. C., Chu, L. W., & Chen, H. (2012). Zirconia nucleating agent on microstructural and electrical properties of a $\text{CaMgSi}_2\text{O}_6$ diopside glass-ceramic for microwave dielectrics. *Materials Research Bulletin*, 47(10), 2851-2855.

Ferro, K. J., Myers, M. L., & Graser, G. N. (1994). Fracture strength of full-contoured ceramic crowns and porcelain-veneered crowns of ceramic copings. *The Journal of prosthetic dentistry*, 71(5), 462-467.

Flegler, S. L., Heckman Jr, J. W., & Klomparens, K. L. (1993). Scanning and transmission electron microscopy: an introduction. *Oxford University Press(UK)*, 1993,, 225.

Frankenberger, R., Zeilinger, I., Krech, M., Mörig, G., Naumann, M., Braun, A., ... & Roggendorf, M. J. (2015). Stability of endodontically treated teeth with differently invasive restorations: Adhesive vs. non-adhesive cusp stabilization. *Dental Materials*, 31(11), 1312-1320.

Friedlander, L. D., Munoz, C. A., Goodacre, C. I., Doyle, M. G., & Moore, B. K. (1990). The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: Part 1. *International Journal of Prosthodontics*, 3(2).

Fritzsche, G. (2010). Efficient quadrant restoration with the new Cerec software. *International journal of computerized dentistry*, 13(3), 275.

Gemalmaz, D., & Ergin, Ş. (2002). Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 87(2), 189-196.

Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 14S-21S.

Goodacre, C. J., Campagni, W. V., & Aquilino, S. A. (2001). Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(4), 363-376.

Goracci, C., Cury, A. H., Cantoro, A., Papacchini, F., Tay, F. R., & Ferrari, M. (2006). Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *Journal of Adhesive Dentistry*, 8(5).

Gorodovsky, S., & Zidan, O. (1992). Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. *The Journal of prosthetic dentistry*, 68(2), 269-274.

Gresnigt, M. M., Özcan, M., van den Houten, M. L., Schipper, L., & Cune, M. S. (2016). Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. *Dental Materials*, 32(5), 607-614.

Griffin Jr, J. D. (2006). Anterior CEREC CAD/CAM porcelain treatment of GERD eroded teeth. *Contemp Esthet*, 10, 32-39.

Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M. V., & Ironside, J. (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics*, 15(4).

Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 441-448.

Hamburger, J. T., Opdam, N. J. M., Bronkhorst, E. M., & Huysmans, M. C. D. N. J. M. (2014). Indirect restorations for severe tooth wear: Fracture risk and layer thickness. *Journal of dentistry*, 42(4), 413-418.

Harada, K., Shinya, A., Gomi, H., Hatano, Y., Shinya, A., & Raigrodski, A. J. (2016). Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(2), 215-223.

HASS RosettaSM Product Brochure (2016). Erişim: 23 Mart 2016. http://hassbio.com/wp-content/uploads/2016/03/RosettaSM_brochure.pdf

Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A. (2002a). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(1), 4-9.

Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A. (2002b). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(1), 10-15.

Heydecke, G., Butz, F., Hussein, A., & Strub, J. R. (2002). Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 87(4), 438-445.

Hickel, R., Dasch, W., Mehl, A., & Kremers, L. (1997). CAD/CAM-Fillings of the future?. *International dental journal*, 47(5), 247-258.

Homaiei, E., Farhangdoost, K., Tsoi, J. K. H., Matinlinna, J. P., & Pow, E. H. N. (2016). Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 59, 304-313.

Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., & Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS

Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 53(4), 297-303.

Höland, W., Rheinberger, V., & Schweiger, M. (2003). Control of nucleation in glass ceramics. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 361(1804), 575-589.

Höland, W., Rheinberger, V., Apel, E., van't Hoen, C., Höland, M., Dommann, A., ... & Graf-Hausner, U. (2006). Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 17(11), 1037-1042.

Hu, M., Weiger, R., & Fischer, J. (2016). Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dental Materials*, 32(2), 223-232.

Hwang, J. W., & Yang, J. H. (2001). Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns. *Journal of oral rehabilitation*, 28(7), 678-683.

Ilie, N., & Simon, A. (2012). Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dual-cured self-adhesive resin cements. *Clinical oral investigations*, 16(2), 505-512.

International Organization for Standardization. (1994). *Dental materials-guidance on testing of adhesion to tooth structure* (Vol. 11405). International Organization for Standardization.

Jalalian, E., Atashkar, B., & Rostami, R. (2011). The effect of preparation design on the fracture resistance of zir-conia crown copings (computer associated design/computer asso-ciated machine, cad/cam system). *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences*, 8(3), 123-129.

Jedynakiewicz, N. M., & Martin, N. (2001). CEREC: science, research, and clinical application. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 22(6 Suppl), 7-13.

Jetti, R. R., Balasubramaniam, M., Chidambaranathan, A. S., & Srinivasan, S. (2015). Evaluation of Shear Bond Strength of Feldspathic CAD/CAM Ceramic with Dentin using 2 Bonding Agents and 2 Surface Treatments-An Invitro Study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 9(11), ZC36.

Jung, H., Friedl, K. H., Hiller, K. A., Furch, H., Bernhart, S., & Schmalz, G. (2006). Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Operative dentistry*, 31(1), 68-77.

Kamada, K., Yoshida, K., & Atsuta, M. (1998). Effect of ceramic surface treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material. *The Journal of prosthetic dentistry*, 79(5), 508-513.

Kanat, B., Çömlekoğlu, E. M., Dünder-Çömlekoğlu, M., Hakan Sen, B., Özcan, M., & Ali Güngör, M. (2014). Effect of Various Veneering Techniques on Mechanical Strength of Computer-Controlled Zirconia Framework Designs. *Journal of Prosthodontics*, 23(6), 445-455.

Kang, S. H., Chang, J., & Son, H. H. (2013). Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restorative dentistry & endodontics*, 38(3), 134-140.

Kassotakis, E. M., Stavridakis, M., Bortolotto, T., Ardu, S., & Krejci, I. (2015). Evaluation of the Effect of Different Surface Treatments on Luting CAD/CAM Composite Resin Overlay Workpieces. *Journal of Adhesive Dentistry*, 17(6).

Kelly, J. R. (1995). Perspectives on strength. *Dental Materials*, 11(2), 103-110.

Kelly, J. R. (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(6), 652-661.

Kern, M., Douglas, W. H., Fechtig, T., Strub, J. R., & DeLong, R. (1993). Fracture strength of all-porcelain, resinbonded bridges after testing in an artificial oral environment. *Journal of Dentistry*, 21(2), 117-121.

Keshvad, A., Hooshmand, T., Asefzadeh, F., Khalilinejad, F., Alihemmati, M., & Van Noort, R. (2011). Marginal Gap, Internal Fit, and Fracture Load of Leucite-Reinforced Ceramic Inlays Fabricated by CEREC inLab and Hot-Pressed Techniques. *Journal of Prosthodontics*, 20(7), 535-540.

Klim, J. (2009). Chairside CAD/CAM aesthetic restorations. *Australian Dental Practice*.

Koller, M., Arnetzl, G. V., Holly, L., & Arnetzl, G. (2011). Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/CAM: customization case study. *International journal of computerized dentistry*, 15(2), 159-164.

Koutayas, S. O., Kern, M., Ferrareso, F., & Strub, J. R. (2000). Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(5), 540-547.

Krejci, I., Duc, O., Dietschi, D., & de Campos, E. (2003). Marginal adaptation, retention and fracture resistance of adhesive composite restorations on devital teeth with and without posts. *Operative Dentistry*, 28(2), 127-135.

Krüger, S., Deubener, J., Ritzberger, C., & Höland, W. (2013). Nucleation Kinetics of Lithium Metasilicate in ZrO₂-Bearing Lithium Disilicate Glasses for Dental Application. *International Journal of Applied Glass Science*, 4(1), 9-19.

Kukiattrakoon, B., & Thammasitboon, K. (2007). The effect of different etching times of acidulated phosphate fluoride gel on the shear bond strength of high-leucite ceramics bonded to composite resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(1), 17-23.

Kurbad, A., & Kurbad, S. (2012). CAD/CAM-based implant abutments. *International journal of computerized dentistry*, 16(2), 125-141.

Kurz, M., Attin, T., & Mehl, A. (2015). Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clinical oral investigations*, 19(8), 2035-2043.

Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M., Finger, W.J. & Arksornnukit, M. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental materials journal*, 33(5), 705-710.

Leinfelder, K. F., Isenberg, B. P., & Essig, M. E. (1989). A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. *The Journal of the American Dental Association*, 118(6), 703-707.

Leloup, G., D'hoore, W., Bouter, D., Degrange, M., & Vreven, J. (2001). Concise review biomaterials & bioengineering: Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *Journal of Dental Research*, 80(7), 1605-1614.

Leung, B. T., Tsoi, J. K., Matinlinna, J. P., & Pow, E. H. (2015). Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(3), 440-446.

Lim, K., Yap, A. U., Agarwalla, S. V., Tan, K. B., & Rosa, V. (2016). Reliability, failure probability, and strength of resin-based materials for CAD/CAM restorations. *Journal of Applied Oral Science*, 24(5), 447-452.

Litzenburger, A. P., Hickel, R., Richter, M. J., Mehl, A. C., & Probst, F. A. (2013). Fully automatic CAD design of the occlusal morphology of partial crowns compared to dental technicians' design. *Clinical oral investigations*, 17(2), 491-496.

Magne, P., Perakis, N., Belser, U. C., & Krejci, I. (2002). Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *The journal of prosthetic dentistry*, 87(5), 516-528.

Magne, P., Paranhos, M. P., & Schlichting, L. H. (2011). Influence of material selection on the risk of inlay fracture during pre-cementation functional occlusal tapping. *dental materials*, 27(2), 109-113.

Magnuson, D., Oden, A., & Krystek, I. (1991). Clinical evaluation of CEREC restorations. In *International Symposium on Computer Restorations: State of the art of the CEREC method*. Chicago: Quintessence (Vol. 339).

Mannocci, F., Ferrari, M., & Watson, T. F. (1999). Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent*, 1(2), 153-8.

May, K. B., Russell, M. M., Razzoog, M. E., & Lang, B. R. (1998). Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(4), 394-404.

McCabe, J. F., & Walls, A. W. (2008). *Applied Dental Materials*.

McDonald, A. (2001). Preparation guidelines for full and partial coverage ceramic restorations. *Dental update*, 28(2), 84-90.

McGuire, M. K., Scheyer, T., Ho, D. K., Stanford, C. M., Feine, J. S., & Cooper, L. F. (2015). Esthetic Outcomes in Relation to Implant-Abutment Interface Design Following a Standardized Treatment Protocol in a Multicenter Randomized Controlled Trial—A Cohort of 12 Cases at 1-Year Follow-up. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 35(2).

McLean, J. W. (1980). Aesthetics in restorative dentistry: the challenge for the future. *British dental journal*, 149(12), 368.

McLean, J. W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(1), 61-66.

McNeill, C. (1997). Fundamental treatment goals. *Science and practice of occlusion*. Chicago: Quintessence Publishing, 306-322.

Mehl, A., & Hickel, R. (1999). A new optical 3D-scanning system for CAD/CAM technology. *International journal of computerized dentistry*, 2(2), 129-136.

Mehl, A., Ender, A., Mörmann, W., & Attin, T. H. (2009). Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent*, 12(1), 11-28.

Mehulić, K. (2005). Glass-Ceramics. *Acta Stomat Croat*, 483, 486.

Melo, M. A., Guedes, S. F., Xu, H. H., & Rodrigues, L. K. (2013). Nanotechnology-based restorative materials for dental caries management. *Trends in biotechnology*, 31(8), 459-467.

Messer, R. L., Lockwood, P. E., Wataha, J. C., Lewis, J. B., Norris, S., & Bouillaguet, S. (2003). In vitro cytotoxicity of traditional versus contemporary dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90(5), 452-458.

Miller, R. E., & Shenoy, V. B. (2000). Size-dependent elastic properties of nanosized structural elements. *Nanotechnology*, 11(3), 139.

Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 28(1), 44-56.

Morgano, S. M., & Milot, P. (1993). Clinical success of cast metal posts and cores. *The Journal of prosthetic dentistry*, 70(1), 11-16.

Morin, M. R. (2006). Preparation, fabrication and 3D scanning to achieve esthetic results with chairside Cad/Cam technology. *State of the art Cad/Cam restorations*, 20, 92-98.

Mörmann, W. H. (1991). Symposium review. In Mörmann W H. *International Symposium on Computer Restorations. State of the Art of the CEREC-Method*. Berlin: Quintessence Publishing Co. Inc (pp. 17-21).

Mörmann, W. H., Bindl, A., Lüthy, H., & Rathke, A. (1998). Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 11(4).

Mörmann, W. H., & Bindl, A. (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*, 46(2), 405-426.

Mörmann, W. H. (2004). The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *International journal of computerized dentistry*, 7(1), 11.

Mörmann, W. H., & Brandestini, M. (2006). The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM. *State of the art of CAD/CAM restorations*, 20, 1-8.

Mörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 7S-13S.

Mörmann, W. H., Stawarczyk, B., Ender, A., Sener, B., Attin, T., & Mehl, A. (2013). Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 20, 113-125.

Mota, C. S., Demarco, F. F., Camacho, G. B., & Powers, J. M. (2003). Microleakage in ceramic inlays luted with different resin cements. *Journal of Adhesive Dentistry*, 5(1).

Müller, H. C. (2010). Registration of occlusion by buccal scan in Cerec software version 3.80. *International journal of computerized dentistry*, 13(3), 265.

Nejatidanesh, F., Amjadi, M., Akouchekian, M., & Savabi, O. (2015). Clinical performance of CEREC AC Bluecam conservative ceramic restorations after five years—A retrospective study. *Journal of dentistry*, 43(9), 1076-1082.

Nguyen, J. F., Ruse, D., Phan, A. C., & Sadoun, M. J. (2014). High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of dental research*, 93(1), 62-67.

Nicolaisen, M. H., Bahrami, G., Finlay, S., & Isidor, F. (2014). Comparison of fatigue resistance and failure modes between metal-ceramic and all-ceramic crowns by cyclic loading in water. *Journal of dentistry*, 42(12), 1613-1620.

Nordahl, N., von Steyern, P. V., & Larsson, C. (2015). Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *Journal of oral science*, 57(3), 255-261.

Oden, A., & Rowcliffe, D. (1996). Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 9, 434-439.

Ogunyinka, A. (2000). The bond of two adhesive resins to alumina blasted and heat-treated gold alloy surfaces. *Journal of oral rehabilitation*, 27(5), 403-406.

Ortega, V. L., Pegoraro, L. F., Conti, P. C. R., Valle, A. L., & Bonfante, G. (2004). Evaluation of fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars, restored with ceromer or heat-pressed ceramic inlays and fixed with dual-resin cements. *Journal of oral rehabilitation*, 31(4), 393-397.

Otto, T. (1991). Clinical evaluation and experience with the CEREC-Method in a private practice after two years. In *International Symposium on Computer Restorations*, Quintessence Publishing Co, Berlin(p. 347).

Otto, T., & De Nisco, S. (2002). [Computer-manufactured, direct ceramic restorations: a prospective, clinical 10-year study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays]. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odontostomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia/SSO*, 113(2), 156-169.

Otto, T., & Schneider, D. (2008). Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. *International Journal of Prosthodontics*, 21(1).

O'Brien, W. J. (Ed.). (2002). *Dental materials and their selection* (Vol. 10). Chicago: Quintessence.

Pagniano, R. P., Seghi, R. R., Rosenstiel, S. F., Wang, R., & Katsube, N. (2005). The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 93(5), 459-466.

Palin, W., & Burke, F. J. (2005). Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dental update*, 32(10), 566-572.

Pallis, K., Griggs, J. A., Woody, R. D., Guillen, G. E., & Miller, A. W. (2004). Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91(6), 561-569.

Papadogiannis, Y., Boyer, D. B., Helvatjoglu-Antoniades, M., Lakes, R. S., & Kapetanios, C. (2003). Dynamic viscoelastic behavior of resin cements measured by torsional resonance. *Dental Materials*, 19(6), 510-516.

Pashley, D. H., Horner, J. A., & Brewer, P. D. (1991). Interactions of conditioners on the dentin surface. *Operative dentistry*, 137-150.

Patzelt, S. B., Lamprinos, C., Stampf, S., & Att, W. (2014). The time efficiency of intraoral scanners: an in vitro comparative study. *The Journal of the American Dental Association*, 145(6), 542-551.

Paul, D. R., & Robeson, L. M. (2008). Polymer nanotechnology: nanocomposites. *Polymer*, 49(15), 3187-3204.

Peumans, M., Valjakova, E. B., De Munck, J., Mishevsk, C. B., & Van Meerbeek, B. (2016). Bonding Effectiveness of Luting Composites to Different CAD/CAM Materials. *The journal of adhesive dentistry*. Philips, R.W. (1991). *Science of Dental Materials*. Philadelphia, USA: WB Saunders.

Posselt, A., & Kerschbaum, T. (2003). Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. *International journal of computerized dentistry*, 6(3), 231-248.

Potiket, N., Chiche, G., & Finger, I. M. (2004). In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(5), 491-495.

Preis, V., Behr, M., Hahnel, S., & Rosentritt, M. (2015). Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dental Materials*, 31(11), 1363-1369.

Preuss, A., Rosentritt, M., Frankenberger, R., Beuer, F., & Naumann, M. (2008). Influence of type of luting cement used with all-ceramic crowns on load capability of post-restored endodontically treated maxillary central incisors. *Clinical oral investigations*, 12(2), 151-156.

Qualtrough, A. J. E., & Piddock, V. (1997). Ceramics update. *Journal of Dentistry*, 25(2), 91-95.

Øilo, M., & Quinn, G. D. (2016). Fracture origins in twenty-two dental alumina crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 53, 93-103.

Reich, S., & Hornberger, H. (2002). The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(1), 44-49.

Reiss, B. (2006). Clinical results of Cerec inlays in a dental practice over a period of 18 years. *International journal of computerized dentistry*, 9(1), 11-22.

Retief, D. H. (1991). Standardizing laboratory adhesion tests. *American journal of dentistry*, 4(5), 231-236.

Rice, R. W. (1977). Treatise on materials science and technology. Vol. II, edited by RK MacCrone (Academic, New York, 1977) p, 199.

Rinke, S., Pabel, A. K., Rödiger, M., & Ziebolz, D. (2016). Chairside Fabrication of an All-Ceramic Partial Crown Using a Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Case reports in dentistry*, 2016.

Ritter, R. G. (2010). Multifunctional Uses of a Novel Ceramic-Lithium Disilicate. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(5), 332-341.

Rocca, G. T., Saratti, C. M., Cattani-Lorente, M., Feilzer, A. J., Scherrer, S., & Krejci, I. (2015). The effect of a fiber reinforced cavity configuration on load bearing

capacity and failure mode of endodontically treated molars restored with CAD/CAM resin composite overlay restorations. *Journal of dentistry*, 43(9), 1106-1115.

Rohr, N., Coldea, A., Zitzmann, N. U., & Fischer, J. (2015). Loading capacity of zirconia implant supported hybrid ceramic crowns. *Dental Materials*, 31(12), e279-e288.

Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Fujimoto, J. Contemporary fixed prosthodontics. 2001, St. Louis, MO: Mosby, 336-379.

Rosenstiel, F., Land, F., & Fujimoto, J. (2006). Contemporary fixed prosthodontics, Mosby Elsevier, St. Louis, USA, 330-331.

Rosentritt, M., Plein, T., Kolbeck, C., Behr, M., & Handel, G. (2000). In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *International Journal of Prosthodontics*, 13(5).

Rosentritt, M., Behr, M., Gebhard, R., & Handel, G. (2006). Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dental Materials*, 22(2), 176-182.

Rosentritt, M., Hahnel, S., Engelhardt, F., Behr, M., & Preis, V. (2016). In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clinical Oral Investigations*, 1-7.

Scherrer, S. S., & De Rijk, W. G. (1993). The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *International Journal of Prosthodontics*, 6(5).

Schmitter, M., Mueller, D., & Rues, S. (2012). Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *Journal of dentistry*, 40(2), 154-162.

Schmitz, J. H., & Beani, M. (2016). Effect of different cement types on monolithic lithium disilicate complete crowns with feather-edge preparation design in the posterior region. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(6), 678-683.

Schultheis, S., Strub, J. R., Gerds, T. A., & Guess, P. C. (2013). Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium–disilicate versus metal–ceramic fixed dental prostheses: Comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clinical oral investigations*, 17(5), 1407-1413.

Schweiger, M., Frank, M., Cramer von Clausbruch, S., Höland, W., & Rheinberger, V. (1999). Microstructure and properties of a composite system for dental

applications composed of glass-ceramics in the $\text{SiO}_2\text{--Li}_2\text{O--ZrO}_2\text{--P}_2\text{O}_5$ system and ZrO_2 -ceramic (TZP). *Journal of materials science*, 34(18), 4563-4572.

Seelbach, P., Brueckel, C., & Wöstmann, B. (2013). Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clinical oral investigations*, 17(7), 1759-1764.

Segal, B. S. (2001). Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(6), 544-550.

Seghi, R. R., & Sorensen, J. A. (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *International Journal of Prosthodontics*, 8(3).

Seitavuopio, P. (2006). The roughness and imaging characterisation of different pharmaceutical surfaces.

Seydler, B., Rues, S., Müller, D., & Schmitter, M. (2014). In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clinical oral investigations*, 18(4), 1165-1171.

Shahrbaf, S., Van Noort, R., Mirzakouchaki, B., Ghassemieh, E., & Martin, N. (2014). Fracture strength of machined ceramic crowns as a function of tooth preparation design and the elastic modulus of the cement. *Dental Materials*, 30(2), 234-241.

Shembish, F. A., Tong, H., Kaizer, M., Janal, M. N., Thompson, V. P., Opdam, N. J., & Zhang, Y. (2016). Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dental Materials*, 32(4), 499-509.

Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., & Brackett, S. E. (Eds.). (1997). Fundamentals of Fixed Prosthodontics, ed, 1997. *Learning*, 10, 40.

Shor, A., Nicholls, J. I., Phillips, K. M., & Libman, W. J. (2003). Fatigue load of teeth restored with bonded direct composite and indirect ceramic inlays in MOD class II cavity preparations. *International Journal of Prosthodontics*, 16(1).

Silva, N. R. F. A., Bonfante, E. A., Martins, L. M., Valverde, G. B., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., & Coelho, P. G. (2012). Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. *Journal of dental research*, 91(3), 305-310.

Simon, S. D. (2006). Statistical Evidence in Medical Trials: What Do the Data Really Tell Us?. *Proceedings (Baylor University. Medical Center)*, 19(4), 419.

Sirona(2014). Erişim:20Aralık 2014. <http://www.sirona.com/en/products/digital-dentistry/cerecchairside-solutions/?tab=241>

Skouridou, N., Pollington, S., Rosentritt, M., & Tsitrou, E. (2013). Fracture strength of minimally prepared all-ceramic CEREC crowns after simulating 5 years of service. *Dental Materials*, 29(6), e70-e77.

Stawarczyk, B., Liebermann, A., Eichberger, M., & Güth, J. F. (2015). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 55, 1-11.

Strub, J. R., & Beschnidt, S. M. (1998). Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *International Journal of Prosthodontics*, 11(6).

Sun, T., Zhou, S., Lai, R., Liu, R., Ma, S., Zhou, Z., & Longquan, S. (2014). Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 35, 93-101.

Tang, D., Lim, H. B., Lee, K. J., Lee, C. H., & Cho, W. S. (2012). Evaluation of mechanical reliability of zirconia-toughened alumina composites for dental implants. *Ceramics International*, 38(3), 2429-2436.

Ting-shu, S., & Jian, S. (2015). Intraoral digital impression technique: a review. *Journal of Prosthodontics*, 24(4), 313-321.

Titely, K. C., Chernecky, R., Rossouw, P. E., & Kulkarni, G. V. (1998). The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Archives of oral biology*, 43(4), 305-311.

Torabzadeh, H., Ghasemi, A., Dabestani, A., & Razmavar, S. (2013). Fracture resistance of teeth restored with direct and indirect composite restorations. *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences*, 10(5), 417-25.

Türkoğlu, P., Bultan, Ö., & Öngül, D. (2010). Tam seramik restorasyonlarda dayanıklılığı etkileyen faktörler. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 44(1), 45.

Vafiadis, D., & Goldstein, G. (2011). Single visit fabrication of a porcelain laminate veneer with CAD/CAM technology: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 106(2), 71-73.

Vichi, A., Sedda, M., Del Siena, F., Louca, C., & Ferrari, M. (2013). Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 1: Chairside materials. *Am J Dent*, 26(5), 255-9.

Vieira, L. C. C., Araújo, É., & Monteiro Júnior, S. (2004). Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *Journal of Prosthodontics*, 13(1), 28-35.

Vita Zahnfabrik Vita Suprinity Product Brochure (2013). Erişim: 2 Şubat 2016. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-PC-44049,27568.html>

Vollbrecht, J. (2007). Sirona CEREC Blocs and inCoris. *International journal of computerized dentistry*, 10(1), 127-134.

Vomacka, P., Babushkin, O., & Warren, R. (1995). Zirconia as a nucleating agent in a yttria-alumina-silica glass. *Journal of the European Ceramic Society*, 15(11), 1111-1117.

Wang, C. J., Millstein, P. L., & Nathanson, D. (1992). Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. *The Journal of prosthetic dentistry*, 67(6), 786-790.

Wassertheil-Smoller, S. (2003). *Biostatistics and epidemiology* (pp. 58-65). New York: Springer-Verlag.

Weiqiang, Y. U., Kewu, G. U. O., Zhang, B., & Weimin, W. E. N. G. (2014). Fracture resistance of endodontically treated premolars restored with lithium disilicate CAD/CAM crowns or onlays and luted with two luting agents. *Dental materials journal*, 33(3), 349-354.

Wendler, M., Belli, R., Petschelt, A., Mevec, D., Harrer, W., Lube, T., ... & Lohbauer, U. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials*, 33(1), 99-109.

Weyhrauch, M., Wentaschack, S., Igiel, C., Scheller, H., & Lehmann, K. M. (2015). Influence of abutment-configuration on fracture strength of CAD/CAM-fabricated ceramic crowns. *Journal of Restorative Dentistry*, 3(3), 80.

Weyhrauch, M., Igiel, C., Scheller, H., Weibrich, G., & Lehmann, K. M. (2016). Fracture Strength of Monolithic All-Ceramic Crowns on Titanium Implant Abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(2).

White, S. N., Yu, Z., & Kipnis, V. (1992). Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents. *The Journal of prosthetic dentistry*, 68(3), 476-481.

White, S. N., Furuichi, R., & Kyomen, S. M. (1995). Microleakage through dentin after crown cementation. *Journal of endodontics*, 21(1), 9-12.

Wiedhahn, K. (2010). The impression-free Cerec multilayer bridge with the CAD-on method. *International journal of computerized dentistry*, 14(1), 33-45.

Wiedhahn, K., Schenk, O., & Fritzsche, G. (2011). Cerec Omnicam-Intraoralscan 2.0. *International journal of computerized dentistry*, 15(3), 199-205.

Williams, A. G. (1987). Dentistry and CAD/CAM: another French revolution. *J Dent Pract Adm*, 4(1), 2-5.

Williams, R. J., Bibb, R., Eggbeer, D., & Collis, J. (2006). Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *The Journal of prosthetic dentistry*, 96(2), 96-99.

Wilson, A. H., & Chan, D. C. (1994). The relationship between preparation convergence and retention of extracoronary retainers. *Journal of Prosthodontics*, 3(2), 74-78.

Wohlwend, A., Strub, J. R., & Schärer, P. (1989). Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *International Journal of Prosthodontics*, 2(1).

Wolfart, S., Thormann, H., Freitag, S., & Kern, M. (2005). Assessment of dental appearance following changes in incisor proportions. *European journal of oral sciences*, 113(2), 159-165.

Wood, K. C., Berzins, D. W., Luo, Q., Thompson, G. A., Toth, J. M., & Nagy, W. W. (2006). Resistance to fracture of two all-ceramic crown materials following endodontic access. *The Journal of prosthetic dentistry*, 95(1), 33-41.

Yang, R., Arola, D., Han, Z., & Zhang, X. (2014). A comparison of the fracture resistance of three machinable ceramics after thermal and mechanical fatigue. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(4), 878-885.

Yoshinari, M., & Dérand, T. (1994). Fracture strength of all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 7(4).

Young, J. M., & Altschuler, B. R. (1977). Laser holography in dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*, 38(2), 216-225.

Yucel, M. T., Yondem, I., Aykent, F., & Eraslan, O. (2012). Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. *Clinical oral investigations*, 16(4), 1105-1110.

Yuzbasioglu, E., Kurt, H., Turunc, R., & Bilir, H. (2014). Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC oral health*, 14(1), 10.

Zahran, M., El-Mowafy, O., Tam, L., Watson, P. A., & Finer, Y. (2008). Fracture Strength and Fatigue Resistance of All-Ceramic Molar Crowns Manufactured with CAD/CAM Technology. *Journal of Prosthodontics*, 17(5), 370-377.

Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., & Aksu, L. (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara*, 305-54.

Zaimoğlu, A. (2004). Can G. *Sabit protezler. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları*, (24), 183-189.

Zandparsa, R., El Huni, R. M., Hirayama, H., & Johnson, M. I. (2016). Effect of different dental ceramic systems on the wear of human enamel: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(2), 230-237.

Zarone, F., Sorrentino, R., Apicella, D., Valentino, B., Ferrari, M., Aversa, R., & Apicella, A. (2006). Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dental materials*, 22(11), 1035-1044.

Zeng, K., Söderlund, E., Giannakopoulos, A. E., & Rowcliffe, D. J. (1996). Controlled indentation: a general approach to determine mechanical properties of brittle materials. *Acta Materialia*, 44(3), 1127-1141.

Zhang, Y., Lee, J. J. W., Srikanth, R., & Lawn, B. R. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials*, 29(12), 1201-1208.

Zhang, Y., Mai, Z., Barani, A., Bush, M., & Lawn, B. (2016). Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dental Materials*, 32(3), 442-449.

Zhi, L., Bortolotto, T., & Krejci, I. (2016). Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(2), 199-202.

Zimmermann, M., Mehl, A., & Reich, S. (2012). New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *International journal of computerized dentistry*, 16(2), 173-181.

3M ESPE Lava Ultimate Product Brochure (2015). Erişim: 19 Ocak 2016.
http://www.3m.com/3M/en_US/company-us/all-3m-products/~Lava-Ultimate-Restorative-for-CEREC

ETİK KURUL KARARI



**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**



Sayı :10

28.01.2015

Konu :Prof.Dr.Gökhan Akgüngör

Sayın Prof.Dr.Gökhan Akgüngör

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

İlgi : Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın 10/11/2014 gün ve 311/14 sayılı yazısı.

Sorumlu araştırmacılığını üstlendiğiniz 2014/4 dosya nolu "Farklı Tek Seans Tam Seramik CAD/CAM bloklarda hazırlanan kron protezlerinin kırılma dayanımının incelenmesi " başlıklı çalışma kurulumuzun 28/01/2015 tarih ve 6 sayılı toplantısında görüşülerek etik yönden uygun bulunmuş olup, tutanaklar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi rica ederim.

**Prof.Dr. Faruk Haznedaroğlu
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik
Araştırmalar Etik Kurul Başkanı**

Eki: İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmaları Etik Kurulu Karar Formu

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı Tek Seans Tam Seramik CAD/CAM bloklarda hazırlanan krun protezlerinin kırılma dayanımının incelenmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2014/4- Rev/2

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	TELEFON	4142020-30326
	FAKS	4142564
	E-POSTA	dishekatikkurul@istanbul.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ

KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Gökhan Akgüngör			
KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı			
KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı			
VARSA İDARI SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI	-			
DESTEKLEYİCİ	-			
PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)	-			
DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-			
ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	☐		
	FAZ 2	☐		
	FAZ 3	☐		
	FAZ 4	☐		
	Gözlemsel ilaç çalışması	☐		
	Tıbbi cihaz klinik araştırması	☐		
	İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları	☐		
	İlaç dışı klinik araştırma	☒		
	Diğer ise belirtiniz			
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ X	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☐	ULUSLARARASI ☐

Prof. Dr. Faruk Haznedaroğlu

İmza:



Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı Tek Seans Tam Seramik CAD/CAM bloklarda hazırlanan kuron protezlerinin kırılma dayanımının incelenmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2014/4- Rev/2

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	03.12.2014	2014/4- Rev/2	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı			Açıklama
	SIGORTA	☐		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☒		
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐		
	İLAN	☐		
	YILLIK BİLDİRİM	☐		
	SONUÇ RAPORU	☐		
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐		
	DİĞER:	X		Anabilim Dalı Başkanlığından Üst yazı ve Akademik Kurul Kararı, Literatür örneği, cv, cd, taahhütname,
KARAR BİLGİLERİ	Karar No:10	Tarih: 28.01.2015		
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.			

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Faruk Haznedaroğlu

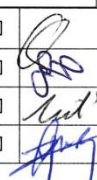
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişki	Katılım *	İmza
Prof. Dr. Faruk Haznedaroğlu	Endodonti	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi (BAŞKAN)	E X K ☐	E ☐ H X	E ☒ H ☐	
Prof. Dr. Gamze Aren	Pedodonti	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi (BAŞKAN Y.)	E ☐ K X	E ☐ H X	E ☒ H ☐	
Prof. Dr. Levent Ertuğrul	Fizyoloji	İ.Ü. İstanbul Tıp Fakültesi	E X K ☐	E ☐ H X	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Mustafa Demirci	Diş Hastalıkları ve Tedavisi	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E X K ☐	E ☐ H X	E ☒ H ☐	
Prof. Dr. İlknur Özcan	Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K X	E ☐ H X	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Funda Yalçın	Periodontoloji	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K X	E ☐ H X	E ☒ H ☐	
Prof. Dr. Nil Cura	Ortodonti	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K X	E ☐ H X	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Fatma Gülbahar Işık	Protetik Diş Tedavisi	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐ K X	E ☐ H X	E ☐ H ☐	
Doç. Dr. Yusuf Emes	Ağız, Diş-Çene Hastalıkları Cerrahisi	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E X K ☐	E ☐ H X	E ☒ H ☐	
Op. Dr. Ahmet Kocakuşak	Genel Cerrah	S.B Haseki Eğitim	E X K ☐	E ☐ H X	E ☒ H ☐	

Prof. Dr. Faruk Haznedaroğlu

İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Farklı Tek Seans Tam Seramik CAD/CAM bloklarda hazırlanan kuron protezlerinin kırılma dayanımının incelenmesi							
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU		2014/4- Rev/2							
Y.Doç.Dr. Pembe Çağatay	Biyoistatistik	İ.Ü. Sağlık Hizmetleri Mes.Yük Okulu	E ☐	KX	E ☐	H X	E ☒	H ☐	
Y.Doç.Dr.Güçlü Akyürek	Hukuk	MEF.Ü.Hukuk Fak	E X	K ☐	E ☐	H X	E ☒	H ☐	
Dr.Ecz. Zeliha Pala Kara	Farmakoloji	İ.Ü.Eczacılık Fakültesi	E ☐	KX	E ☐	H X	E ☒	H ☐	
Zahide Yonca Onur	Finansman	MDT Müh. LTD	E ☐	KX	E ☐	H X	E ☒	H ☐	

*:Toplantıda Bulunma

Prof. Dr. Faruk Haznedaroğlu

İmza:



Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.