

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

(DOKTORA TEZİ)

**CAD/CAM SERAMİKLERİNİN FONKSİYON SONRASI
OLUŞAN MEKANİK DEĞİŞİKLİKLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

MEHMET MERT ÖZCAN

**DANIŞMAN
PROF.DR.TAYFUN BİLGİN**

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

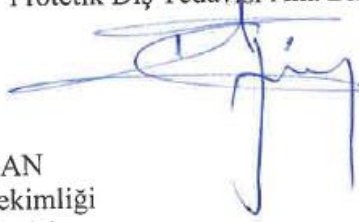
İSTANBUL-2018

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Programında Doktora öğrencisi Mehmet Mert ÖZCAN tarafından, Prof. Dr. Tayfun BİLGİN'in danışmanlığında hazırlanan "CAD/CAM SERAMİKLERİNİN FONKSİYON SONRASI OLUŞAN MEKANİK DEĞİŞİKLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 15/10/2018 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Tayfun BİLGİN
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı



Jüri-Danışman

Prof. Dr. Fatma ÜNALAN
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi Protetik Diş Tedavisi
Ana Bilim Dalı



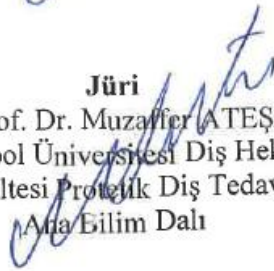
Jüri

Prof. Dr. İbrahim Bülent ŞERMET
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi Protetik Diş Tedavisi
Anabilim Dalı



Jüri

Prof. Dr. Muzaffer ATEŞ
Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi Protetik Diş Tedavisi
Ana Bilim Dalı



Jüri

Doç. Dr. Altuğ ÇİLİNGİR
Trakya Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi Protetik Diş Tedavisi
Anabilim Dalı



BEYAN

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

Mehmet Mert Özcan

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. Tayfun Bilgin'e,

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

Örneklerin hazırlanması sürecinde, kompozit güdüklerin oluşturulması, üst yapı seramiklerinin dizayn, preperasyon, sinterizasyon, cila ve 3D tarama çakıştırma işlemlerinin yapılmasındaki yardımlarından ötürü Hayko Dikici, Mekki Kutnu, Mustafa Bacacı ve ArmaEra Dental çalışanlarına, deney örneklerinin fiziki testlere tabi tutulması aşamalarındaki yardımlarından ötürü Kaan Telek ve Esetron Mekatronik ekibine, deneyler sonrası örneklerin elektron mikroskopunda fotoğraflanması aşamasında yardımlarından ötürü Vedat Sarıboğa'ya,

Doktora sürecinde her konuda bana yardımcı olan, zor günlerde desteğini esirgemeyen kürsü sekreterimiz Nermin Akyüz'e

Beni bu uzun, zor ve yorucu yolda yürümek için teşvik eden, cesaretlendiren, destekleyen ve daima motive eden sevgili annem Filiz TUNCER, dedem Faruk TUNCER ve teyzem Çiçek SERDAROĞLU'na,

Desteğini ve sevgisini her zaman yanımda hissettiğim, hayatımı anlamlandıran eşim Dilşad ÖZCAN'a,

Doğumuyla hayata bakış açımı değiştiren, en zor anlarda bile gülümseme sebebim, kızım Lila ÖZCAN'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	Xİİİ
ÖZET	XİV
ABSTRACT.....	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. CAD/CAM SİSTEMLERİ.....	3
2.1.1. CEREC SİSTEMİ	5
2.1.1.1. Verilerin Kayıt Altına Alınması (Optik Ölçü Kaydı)	5
2.1.1.2. Restorasyonun Bilgisayar Ortamında Dizayn Edilmesi	11
2.1.1.3. ÜretimYapılması (Kazıma Ünitesi ve Frezeleme Ünitesi).....	13
2.1.2. Cerec Sistemde Kullanılabilen Blok Çeşitleri	14
2.1.2.1. IPS e.max CAD	17
2.1.2.2. inCoris Zirconia	19
2.1.2.2.1. Zirkonyumun Mikroyapısı.....	20
2.1.2.2.1.1. Yttrium-Tetragonal Zirkonia Polikristalleri Y-TZP	21
2.1.2.2.1.1.1. Y-TZP Seramik Restorasyon Endikasyonları.....	22
2.1.2.2.1.1.2. Y-TZP Seramik Restorasyon Kontrendikasyonları	22
2.1.2.2.1.1.3. Y-TZP Seramik Restorasyon Avantajları	22
2.1.2.2.1.1.4. Y-TZP Seramik Restorasyon Dezavantajları.....	22
2.1.2.2.2. Zirkonyumun Mekanik Özellikleri	22
2.1.2.2.2.1. Zirkonyumun Mekanik Özelliklerini Etkileyen Etmenler.....	24
2.1.2.2.3. Zirkonyumun Biyouyumluluğu	26
2.1.2.2.4. Zirkonya Seramiklerin Üretimi Aşamaları	26

2.1.2.2.4.1.	Green Zirkonya Bloklar	27
2.1.2.2.4.2.	Yarı Sinterize (Pre-Sinterize) Zirkonya Blok	27
2.1.2.2.4.3.	Sinterize Zirkonya Blok	28
2.1.2.3.	Vita Enamic	28
2.1.3.	Redon Sistemi	31
3.	GEREÇ VE YÖNTEM	34
3.1.	Çalışmada Kullanılan Cihazlar ve Materyaller	34
3.2.	Güdüklerin Hazırlanması	37
3.3.	Çalışma Gruplarının Oluşturulması	41
3.4.	Sirona Cerec Sistem Kullanılarak Tam Kuron Protezlerinin Oluşturulması	41
3.4.1.	Restorasyonun Tasarlanması	41
3.4.2.	Restorasyonların Üretimi	45
3.5.	IPS e.max CAD Örneklerin Kristalizasyon Fırınlanması	47
3.6.	İn Coris Zirconia Örneklerin Sinterlenmesi	49
3.7.	Restorasyonların Polisaj ve Glazür Aşamaları	51
3.8.	Çiğneme Deneyi Öncesi Örneklerin 3D Tarayıcı ile Kayıt Altına Alınması	52
3.9.	3D Scan Sonrası Kuron İç Yüzeylerinin Buhasıncılı Buharla Tezmilenmesi	57
3.10.	inCoris Zirconis Örneklerin İç Yüzeylerinin Kumlanması	58
3.11.	Güdüklerin Akrilik Bloklar İçinde Konumlandırılması	59
3.12.	Kuron Restorasyonlarının Simantasyon İşemi	60
3.12.1.	Güdük Yüzeylerin Simantasyon Öncesi Hazırlığı	60
3.12.2.	Cad/Cam Kuronların İç Yüzey Hazırlığı	62
3.12.3.	Reçine Siman Uygulanması ve Simantasyon	64
3.13.	Yorma ve Aşınma Testinin Uygulanması	68
3.14.	Yorma ve Aşınma Testi Sonrası 3D Tarama ve Çakıştırma	70
3.15.	Yükleme ve Kırma Testi	72
3.16.	SEM Scanning Electron Microscobe İncelemerinin Yapılması	75
4.	BULGULAR	78
4.1.	Yorma ve Kırılm Dayanımı Testlerinin Verileri	78
4.2.	Sem Görüntüleri	82
5.	TARTIŞMA	85

KAYNAKLAR	98
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	115
ÖZGEÇMİŞ	116



TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1 : IPS e.max CAD kimyasal içeriği	19
Tablo 2: inCoris Zirconia Kimyasal İçeriği	27
Tablo 3: Vita Enamic kimyasal içeriği	30
Tablo 4-Redon Hybrid Cihazında Kullanılabilen Materyaller	32
Tablo 5-Redon Hybrid Cihazında Yapılabilen Dental Uygulamalar.....	33
Tablo 6: Araştırmada Kullanılan Materyaller	35
Tablo 7: Araştırmada Kullanılan Cihazlar	36
Tablo 8-Çalışma Grupları	41
Tablo 9-Firmaların Belirttiği İdeal Materyal Kalınlıkları.....	43
Tablo 10-Kristalizasyon Fırınlama Sıcaklıkları.....	49
Tablo 11-inCoris Zirkonya Örneklerin Sinterlenme Sıcaklıkları	49
Tablo 12-Emax CAD Glazür Fırınlaması Süreleri ve Sıcaklık Seviyeleri	51
Tablo 13-Hidroflorik Asit ve Silan Uygulanma Süreleri.....	63
Tablo 14-Yorma Testi Sonucu Oluşan Aşınma Miktarları.....	78
Tablo 15-Kırma Testinde Örneklerin Başarısız Olduğu Yükleme Değerleri	78
Tablo 16-Aşınma Deneyi Sonuçlarının Değerlendirilmesi	79
Tablo 17- Post Hoc AşınmaDeneyi Sonuçlarının Değerlendirmesi	79
Tablo 18- Kırma Deneyi Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	80
Tablo 19- Post Hoc Kırma Deneyi Sonuçlarının Değerlendirilmsi	80
Tablo 20-Gruplarda Gözlenen Kırık Tipleri	82

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1-Cerec Optispray	7
Şekil 2-Cerec Omnicam	9
Şekil 3-Cerec Tasarım Ekranı	11
Şekil 4-Cerec MC XL Kazıma Cihazı	13
Şekil 5-IPS e.max CAD Blok Görünümü	17
Şekil 6-inCoris Zirconia Disk Görünümü	20
Şekil 7-Vita Enamic Blok Görüntüsü	29
Şekil 8-Redon Hybrid Kazıma Cihazı	31
Şekil 9-Redon Hybrid Kazıma Tablası	32
Şekil 10-Dijital GÜDÜK Dizaynı	37
Şekil 11-GÜDÜKlerin Kompozit Blok İçinde Konumlandırılması 1	37
Şekil 12-GÜDÜKlerin Kompozit Blok İçinde Konumlandırılması 2	38
Şekil 13-GÜDÜKlerin Redon Cihazında Freze Edilme Aşaması	38
Şekil 14-Kazıma İşlemi Tamamlanmış Vita CAD-Temp Blok Görünümü	39
Şekil 15-GÜDÜKlerin Tijlerinden Ayrılmış Görüntüsü	39
Şekil 16-Kompozit GÜDÜKlerin Numaralandırılması	40
Şekil 17-Kompozit GÜDÜKlerin Distile Suda Bekletilmesi	40
Şekil 18-Diş Seçimi Ekranı	41
Şekil 19-Dişin Arkta Konumlandırılması	42
Şekil 20-Marjinal Kenar Bitimlerinin Çizilmesi	42
Şekil 21-Giriş Yolu Belirlenmesi	43
Şekil 22-Materyal Kalınlıkları ve Siman Aralığının Belirlenmesi	44
Şekil 23-Tasarımın Tamamlanmış Şekli	44
Şekil 24-Cerec MC XL Cihazında Kazıma İşlemi	45
Şekil 25-Redon Hybrid Cihazında Kazıma İşlemi	46
Şekil 26-Redon Hybrid Kazıma Ünitesi	46
Şekil 27-Zirkonya Örneklerin Kazıma Sonrası Görüntüsü	47
Şekil 28-Programat P500 Porselen Fırını	48
Şekil 29-IPS e.max CAD Örneklerin Kristalizasyon Öncesi Görünümü	48
Şekil 30-IPS e.max CAD Örneklerin Kristalizasyon Sonrası Görünümü	49
Şekil 31-Sirona inFire HTC speed fırını	50

Şekil 32-Sinterizasyon Öncesi Zirkonya Örneklerin Görünümü.....	50
Şekil 33-Cerec Speed Glaze	51
Şekil 34-Vita Enamic Cila Seti	52
Şekil 35-Kuron ve Güdüklerin Numaralandırılması.....	52
Şekil 36-Variolink Try-in Paste	53
Şekil 37-Tarayıcı Tablasına Örneğin Yerleştirilmesi	53
Şekil 38-Cerec Optispray	53
Şekil 39-Örneğin Tarayıcıya Yerleştirilmesi	54
Şekil 40-Tarama Akslarının Ayarlanması	54
Şekil 41-Diş Seçimi	55
Şekil 42-Materyal Seçimi	55
Şekil 43-1. Tarama Sonrası Görüntü	56
Şekil 44-Detaylı Tarama Sonrası Görüntü.....	56
Şekil 45-Taramayı Düzenleme Ekranı.....	56
Şekil 46-3D Taramanın Son Hali.....	57
Şekil 47-Zhermack VAP 6 Buhar Cihazı	57
Şekil 48-Renfert Basic Sandblaster	58
Şekil 49-Renfert Kumlama Cihazında Zirkon İç Yüzeylerinin Kumlanması.....	58
Şekil 50-Plastik Boru Ölçüleri.....	59
Şekil 51-Plastik Boruların Numaralandırılmış Hali.....	59
Şekil 52-Güdüklerin Otopolimerizan Akrilik İçinde Sabitlenmesi	60
Şekil 53-Güdük Yüzeylerine Fosforik Asit Uygulaması	61
Şekil 54-Scotchbond Universal Bonding.....	61
Şekil 55-Scotchbond Universal Etchant Asit.....	62
Şekil 56-Fosforik Asit Uygulaması	62
Şekil 57-Fosforik Asit uygulanmış IPS e.max CAD Örnekler.....	63
Şekil 58-Mikrofırça ile İç Yüzeylere Silan Uygulanması	64
Şekil 59-RelyX U200 Siman	64
Şekil 60-RelyX U200 Clicker.....	65
Şekil 61-Rezin sSimanın Restorasyona Yerleştirme İşlemi	65
Şekil 62-Simantasyon Düzeneği	66
Şekil 63-Örneğin Simantasyon Düzeneğindeki Görüntüsü	66
Şekil 64-3M Elipar S10 Led Işık Cihazı.....	67

Şekil 65-Simantasyonu Tamamlanmış Örneklerin Görünümü.....	67
Şekil 66-2 Akslı Çiğneme Simülatörü	68
Şekil 67-Örneklerin Çiğneme Simülatörüne Konumlandırılması	68
Şekil 68-Çiğneme Simülatörü Kontrol Ekranı.....	69
Şekil 69-Deney Örneğinin Konumlanması.....	70
Şekil 70-Örneklerin 3D Çakıştırılma Basamağı 1	71
Şekil 71-Örneklerin 3D Çakıştırılma Basamağı 2	71
Şekil 72-Örneklerin 3D Çakıştırılma Basamağı 3	72
Şekil 73-Esetron Mekatronik Yükleme ve Koparma Cihazı	73
Şekil 74-Yükleme Cihazı Kontrol Ekranı.....	73
Şekil 75-Örneğin Cihaz İçinde Konumlandırılması	74
Şekil 76-Küresel Uç ve Örneğin Pozisyonlanması.....	74
Şekil 77-Altın Kaplama Cihazı.....	75
Şekil 78-Kaplama İşlemi Öncesi Örnek Görüntüsü.....	75
Şekil 79-Altın Kaplama Yapılan Örnek.....	76
Şekil 80-Örneğin Elektron Mikroskobu İçinde Konumlandırılması	76
Şekil 81-Taramalı Elektron Mikroskobu	77
Şekil 82-Aşınma Değerleri Grafiği.....	79
Şekil 83-Kırılma Değerleri Grafiği.....	81
Şekil 84-inCoris Zirconia Hattı SEM Görüntüsü	83
Şekil 85-IPS e.mac CAD Kırık Hattı SEM Görüntüsü.....	83
Şekil 86-Vita Enamic Kırık Hattı SEM Görüntüsü	84

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

CAD/CAM: Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim

SEM: Taramalı elektron mikroskobu

ISO: Uluslararası standartlar örgütü

UDMA: Üretan dimetakrilat

TEGDMA: Trietilen glikol glisidil dimetakrilat

Bis-GMA: Bisfenol A glisidil dimetakrilat

ZrO₂: Zirkonyum dioksit

Al₂O₃: Aluminyum oksit

MPa: Megapaskal

GPa: Gigapaskal

mm: Milimetre

µm: Mikrometre

nm: Nanometre

N: Newton

ÖZET

ÖZCAN, M. (2018). CAD/CAM Seramiklerinin Fonksiyon Sonrası Oluşan Mekanik Değişikliklerinin Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul

Amaç:

Geçmiş dönemlerde diş hekimliği alanında kullanılmış seramik materyallerinin en büyük dezavantajı mekanik dayanımlarının yeterince yüksek olmamasıdır. Günümüz diş hekimliğinde, fiziksel yapıları güçlendirilmiş seramik materyallerinin sayısında artış görülmektedir. Yaptığımız çalışmanın hedefi, yeni geliştirilen CAD/CAM materyallerinden üretilen kuron protezlerinin aşınma ve kırılma dirençlerinin in vitro olarak, karşılaştırmalı bir şekilde değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem:

Dijital ortamda dizayn edilerek, Vita CAD-Temp kompozit disklerden kazıma yöntemiyle, 30 adet kesik diş formunda güdük hazırlandı. 10'ar örnekten oluşan gruplara ayrılarak, 3 farklı CAD/CAM bloktan; IPS e.max CAD, Vita Enamic, inCoris Zirconia kuron protezleri hazırlandı. Hazırlanan restorasyonlar, hazırlanmış olan güdüklerin üzerine RelyX U200 reçine siman kullanılarak, 50N yük altında simante edildi. Örnekler 2 akslı çiğneme simülatöründe, 1.7Hz hızında 10⁶ sıklusa kadar, 5°-55°C arası değişen termal siklus ortamında yorma testine tabi tutuldu. Yorma testi önce ve sonrasında optik tarayıcıyla yüzeyler tarandı. Testler sonrasında oluşan aşınmalar 20µ hassasiyetli 3D tarayıcıda grafiksel olarak değerlendirildi. Aşınma testini tamamlayan örnekler, sonrasında kırılma testine tabi tutuldu. Kırılan örnekler Burke sınıflaması kırık tiplerine göre gruplandı. Her grup için en sık görülen kırık tipi elektron mikrokobunda (SEM) incelendi. Elde edilen veriler istatistiksel olarak Tek Yönlü Varyans Analizi ve Tukey HSD testi ile değerlendirildi.

Bulgular:

Çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre en düşük aşınma değerleri sırasıyla inCoris Zirconia, IPS e.max CAD ve Vita Enamic gruplarında bulunmuştur. Kırma testlerindeki en yüksek değerler de sırasıyla inCoris Zirconia, IPS e.max CAD ve Vita Enamic . Bütün gruplar arasındaki aşınma ve kırılma değerleri anlamlı bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: in vitro, tam seramik, aşınma, kırılma, dayanıklılık, CAD/CAM

ABSTRACT

ÖZCAN, M. (2018). The Evaluation Mechanical Modifications of CAD/CAM Ceramics after Function. Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Project. Istanbul.

Purpose:

The most important disadvantage of ceramic materials had been used in dentistry, is their low physical resistance. Nowadays, newly developed all ceramic materials are up for sale on the market, which have significantly improved physical properties. This study aims to investigate comparatively the fracture and wear strength of crown prosthesis which are prepared by recently developed CAD/CAM materials.

Material and Method:

30 pieces of digitally designed and milled lower 1st molar teeth prepared by dentin like Vita CAD-Temp discs. The prepared teeth were divided into groups consisting of 10 specimens and crown prosthesis were prepared by 3 different CAD/CAM blocks IPS e.max CAD, Vita Enamic, inCoris Zirconia. All of the crown restorations are cemented on dentin like prepared composit dies by using RelyX U200 resin cement material under static 50N pressure. Samples are loaded for wear test at 1.7Hz to 10^6 cycles under 5°-55°C thermal cycle. After the wear test all survived samples were applied to fracture test. Fractured samples are grouped according to Burke classification. Most frequently observed fracture type of each group is examined under electron microscope (SEM). Results are analyzed by one-way analysis of variance (ANOVA) and Turkey HSD test.

Results:

The statistical analysis revealed that the lowest wear values and highest fracture strength were observed in inCoris Zirconia group. Highest wear volume observed in Vita enamic group. It has been found that there are significant differences between all groups for wear and fracture resistance tests.

Key Words: in vitro, ceramic, wear, fracture, resistance, CAD/CAM

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Tam seramikler, tatmin edici estetik özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde sık kullanılan materyaller haline gelmiştir (McLean 1980; Messer ve ark. 2003). Uygulanan tam seramik materyallerinin pozitif özellikleri olmasına rağmen, gözlenen en büyük dezavantajları yanı zayıf kırılma dayanımlarıdır. Kullanılan seramikleri daha güçlü bir hale getirip kırılabilirliğinin azaltılması için geçmişten günümüze kadar değişik moleküler yapıya ve imalat tekniğine sahip olan seramik materyalleri piyasaya sürülmüştür. Günümüzde klinik ortamında, tek seansla üretime imkan sağlayan bilgisayarlı sistemlerinin yaygın hale gelmesiyle, materyaller üzerine yapılan AR/GE çalışmaları ilgili cihazlarda ve yazılımlarda kullanıma elverişli ve birbirlerinden farklı içeriklere sahip olan seramik materyalleri geliştirmek üzerine çeşitlenmiştir (Mörmann 2006; Fasbinder 2010; Davidowitz ve ark. 2011).

Bilgisayarlı tasarım sistemlerinde ilk olarak kullanımı gerçekleştirilmiş blok çeşitleri, zayıf aşınma direncine sahip feldspatik seramikten meydana getirilmiştir. Sonralarda, özellikleri geliştirmek ve posterior bölgelerde kullanıma olanak sağlamak için farklı kristallerle güçlendirme işlemleri yapılmış seramik bloklar piyasaya sürülmüştür (Ritter 2010; Damanhoury 2015). Bu bloklara örnek olarak lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik IPS e.max CAD gösterilebilir (Zimmermann ve ark. 2012; Rinke ve ark. 2016). Bunlar dışında, seramik materyalin elastiki modülüsünün düşürülerek kırılabilirliğin önüne geçilmesi amaçlanarak hibrit seramik Vita Enamic piyasaya girmiştir (Fasbinder 2010b; Belli ve ark. 2017). Güncelde aktif kullanımda olan lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramiklerin kırılma dayanımları üzerine yapılmış araştırmalara rastlamak mümkündür. Fakat, materyalin fiziksel özelliklerini iyileştirmek amacıyla geliştirilen, monolitik şekilde kullanım alanı bulan yttria stabilizeli zirkonya seramikler ve hibrit seramikler hakkında anatomik diş formunda yapılmış sınırlı sayıda literatür çalışması bulunmaktadır. Bu materyallerin anatomik ve monolitik formda, in vitro olarak yorulma, aşınma ve kırılma dayanımlarının incelendiği daha pek çok sayıda araştırma yapılmalıdır.

Bu çalışmanın amacı CAD/CAM sistemlerinde tek seans uygulamalara olanak sağlayan farklı materyaller kullanarak hazırlanan kuron restorasyonlarında, fonksiyon sonrası oluşan fiziksel değişikliklerinin, in vitro ortamda karřılařtırılmalđ olarak incelenmesidir.

İçerisinde; IPS e.max CAD (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Vita Enamic (Vita, Bad Sackingen, Almanya) ve inCoris Zirconia'nın (Dentsply Sirona, ABD) bulunduğu 3 farklı CAD/CAM bloktan üretilen kuron protezlerinin fonksiyon sonrası değişimlerinin test edilmesi sonrası, elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirilecektir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. CAD/CAM SİSTEMLERİ

CAD/CAM, ‘Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing’ kelimelerinin baş harflerinden oluşup, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelmektedir. Üniteye bağlı bir optik tarayıcı vasıtasıyla kaydedilen verilerin bilgisayar yazılımları kullanılarak, 3D tasarımlar şeklini alması esasına dayanır (O’Brien 2002). 1960’lı yıllarda bilgisayar destekli teknoloji uçak ve otomobil sektöründe yaygın hale gelmeye başlanmıştır. Tarihsel süreçte hayatın oldukça fazla alanında kullanılma imkanı bulan bilgisayarlı sistemler, tıp ve diş hekimliğinde sıkça kullanılmaya başlamıştır (Hickel ve ark. 1997; Mehl ve ark. 1999). CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliğinde kullanılmaya başlamasına Fransa’da Dr. François Duret, Amerika Birleşik Devletleri’nde Dianne Rekow, İsviçre’de Werner Mörmann, İsveç’te ise Matts Andersson’ın büyük katkıları olmuştur.

Dr. Duret 1971 yılında optik ölçü ve kazıma ünitesine sahip diş hekimliğinde kullanıma uygun olan ilk bilgisayar destekli tasarım ve kazıma cihazını piyasaya sürmüştür. İlk dental olarak hazırlanan bilgisayar destekli tasarım ve kazıma cihazı restorasyonunu ise Fransız Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi’nde karısına çok kısa bir zamanda uyguladığı tam kuron restorasyonunu tamamlayarak gerçekleştirmişlerdir. Dr. Duret sonraki yıllarda Sopha sistemini geliştirmiştir. Sopha sistemi çok komplike ve aynı zamanda yüksek maliyetli bir sistem olması sebebiyle rutin kullanımda yer bulamamıştır (Duret 1988).

1977 senesinde Young ve Altschuler merceksel ekipmanların desteğini kullanarak oral kavitenin detaylarıyla bilgisayar ortamına aktarılmasına olanak sağlayacak bir cihaz düşüncesini gündeme getirmiştir (Young ve Altschuler 1977).

Dr. Mörmann, elektrik mühendisi Dr. Marco Brandestini’nin desteğiyle seri olarak üretimi yapılabilecek ve ticari anlamda kullanıma elverişli olan bilgisayar destekli tasarım ve kazıma cihazını dizayn etmiştir. 1985 senesinde bu sistem yardımıyla tarama cihazı kullanılarak alınan ölçü, frezeleme birimi yardımıyla ilk inley restorasyonu üretmeyi başarmıştır. Kullanılan üniteye Ceramic Reconstruction kelimelerinin kısaltması olan CEREC adı verilmiştir (Williams 1987; Magnuson ve ark.

1991; Otto 1991).

Son yıllarda bilgisayar destekli tasarım ve kazıma cihazı sistemleri, hem laboratuvar hem de klinik ortamda kullanım alanı bulmuştur. Bilgisayar destekli tasarım ve kazıma cihazı sistemlerinde sabit bölümlü protezler, implant abutmentları, inley, onley, kuron, lamina, implant cerrahisinde stentler dizayn edilebilmektedir.

Bilgisayarlı sistemlerin ortodonti alanında da kullandığı alanlar mevcuttur (Williams ve ark. 2006; Bibb ve ark 2006; Chenve ark. 1997; Davidowitz 2011). Bilgisayar destekli tasarım ve kazıma cihazı sistemlerinin bize sağladığı pozitif katkılar; konvansiyonel sistemlere kıyasla çok iyi kalitede ve dayanıklılıkta, tek parça olarak materyalin frezelenmesine müsaade etmesi, kontakt bölgeleri, siman kalınlığı ve materyalin kalınlığı, vb. parametrelerin kontrol edilebilmesinin imkanı, geleneksel olarak kullanılmış ölçü tekniklerini ortadan kaldırarak teknisyen kaynaklı hataların önüne geçmesi ve daha kolay, hızlı ve seri restorasyonların oluşturulması olarak sayılabilir (Fasbinder 2006; Jedynakiewicz ve Martin 2001). Bilgisayar destekli tasarım ve kazıma cihazı teknolojisi kimi uygulamalarda restorasyonun tek seansta tamamlanabilmesine olanak vermektedir.

Bilgisayar destekli tasarım ve kazıma cihazı sistemleriyle kuron/köprü imalatı, klinik ortamında ya da laboratuvar destekli olarak gerçekleştirilmektedir. Kuron/köprülerin dışın kesimi yapılan aynı gün içinde dizayn edilip oluşturulabildiği sistem chair-side concept şeklinde adlandırılır. Direkt olarak kullanılan sistemin en büyük avantajı bütün tedavinin tek seansta tamamlanarak hem hastaya, hem de hekime, işlem süresince harcanacak zamandan büyük miktarda kazanç sağlayarak, seanslar arası vakit kaybının önüne geçmesidir. Restorasyonun indirekt imalat tekniğiyle laboratuvar da kazıma işlemi gerçekleştirilirse, sistem lab-side concept şeklinde adlandırılır (Mörmann 1991; Mehl ve ark. 1999).

Güncelde kullanılmakta olan bilgisayar destekli tasarım ve kazıma cihazı sistemleri şu şekilde sıralanabilir:

- Cerec Sistemi (Almanya, Sirona)
- Digident Sistemi (Almanya, Digident)
- Lava Sistemi (Almanya, 3M ESPE)
- Trios Sistemi (Danimarka, 3Shape)

- Procera Sistemi (İsveç, Nobel Biocare)
- Planmeca Planscan/Planmill Sistemi (ABD, E4D Technologies)
- Cercon Sistemi (Almanya, Degudent)
- Everest Sistemi (Almanya, Kavo)
- Redon Hybrid (Türkiye, Redon Mühendislik)

2.1.1. CEREC SİSTEMİ

Cerec sistemi; bilgisayar destekli tasarım ve kazıma cihazı sistemlerinin içinde en sık kullanım alanına sahip olan aynı zamanda ilk jenerasyon kazıma cihazları arasında değerlendirilen sistemlerden biridir. İmalat sürecinin bütün basamakları klinik ortamında, aynı gün içinde gerçekleştirebilen ilk sistem olma özelliğine de sahiptir. Cerec'in piyasaya ilk sürülen prototipi 1985 yılında dizayn edilmiştir. Sonraki yıllarda sırasıyla Cerec 1, Cerec 2, Cerec 3, Cerec 3D, Cerec inLab, Cerec AC, Cerec 4 ve Cerec Omnicam isimleriyle piyasaya girmiş ve sistemlere farklı yenilikler dahil edilmiştir. Günümüzdeki firma ismi Sirona Dental Sistemleridir (Bensheim, Germany Christensen 2001; Mörmann ve Bindl 2002; Otto ve De Nisco 2002). Güncel olarak kullandığımız Cerec sistemi ile restorasyonun meydana getirilmesi 3 temel aşamayla sağlanmaktadır:

- 1- Verilerin kayıt altına alınması (Optik ölçü kaydı)
- 2- Restorasyonun bilgisayar ortamında dizayn edilmesi (Yazılım ünitesi)
- 3- Üretim Yapılması (Kazıma ünitesi ve frezeleme ünitesi)

2.1.1.1. Verilerin Kayıt Altına Alınması (Optik Ölçü Kaydı)

Cerec sistemde verilerin optik ölçü ünitesiyle direkt veya indirekt şekillerde kayıt altına alınması mümkündür. Direkt yöntemde hekimin dişlerin preperasyonunu tamamlaması sonrasında, özel optik tarayıcılar yardımıyla işlem bölgesi, komşu dişler, diş etleri ve oklüzyonun şekli konvansiyonel ölçü tekniklerine gerek kalmadan hasta ağzından direkt olarak, bilgisayar ortamına nakledilir. Kullanılabilecek bir diğer yöntem olan indirekt teknikte ise; ağızdan standart yollarla alınıp modeli oluşturulan ölçünün, model üzerinden yapılan taramayla bilgisayar ortamına aktarılması şeklinde gerçekleşir

(Beuer ve ark. 2008; Miyazaki ve ark. 2009).

Bahsedilen direkt ölçü yönteminde kullanmakta olduğumuz ağız içi tarayıcı ünite, tasarımda kullandığımız cihaza bağlı olarak bulunmaktadır.

Kamera yardımıyla alınan veriler, bağlantılı olduğu tasarım cihazındaki yazılıma gönderilir. Bahsedilen yazılım sisteminde ölçü alınırken başlıca kullanılmış üç adet kamera sistemi sayabiliriz. Bu kamera sistemleri; Omnicam, BlueCam ve RedCam'dir. İndirekt sisteminde kullanım amacıyla; ana üniteyle bağlantısı olmayan inEos tarayıcı sistemi dizayn edilmiştir.

Sistem, çalıştığımız modeli konumlandığı x-y düzlemi tablasından ve optik verileri kayıt eden düşey parçadan meydana gelmektedir. Mevcut ünite optik tarayıcı yardımıyla verileri kayıt altına alarak, modelin görüntüsü tasarım yapacak cihazdaki programa aktarır (Palin ve Burke 2005; Sirona 2014).

Sirona firması Cerec sistemini piyasaya ilk sürdüğü zamandan, günümüze kadar geçen süreçte farklı kamera sistemleri kullanıma sunulmuştur. Farklı olsalar da kameraların çalışma sistemi tüm modellerde birbirine benzer ve triangulasyon teoremi zeminindedir. Triangulasyon teoreminin; bir noktanın uzaydaki pozisyonunun, koordinatları belirli diğer iki noktayla olan uzaklığı ve yaptığı açılar değerlendirilerek, uzaydaki konumunun saptanması şeklinde çalışmaktadır. Belirlenen üç adet sabitlenmiş lokasyonun uzay düzleninde meydana getirdiği üçgenin iki adet açısının ve bir adet kenar mesafesinin saptanması sonucu, diğer bütün bileşenlerin hesaplanması mümkün hale gelmiştir (Leinfelder ve ark. 1989). Cerec'teki kameralarda, birbirleriyle belirli uzaklıkları olan, sensör ve ışık kaynağı bulunmaktadır. Bu ışık kaynağından gönderilen ışık huzmeleri, dişlerden yansıyarak sensörden algılanır. Işık kaynağı ve sensörün paralel ışık demetleriyle yaptıkları açılar hesaplanarak, dişin uzaydaki pozisyonu saptanır. Mörmann yaptığı çalışmalarda bu prensibi kullanarak meydana getirdiği optiksel ölçü sistemi sayesinde, hasta ağzından direk olarak inley restorasyonu için ölçü almayı başarmıştır (Mörmann 2004; Seelbach ve ark. 2013).

Cerec sisteminde kullanılmış ilk optik kamera Redcam'dir. Kullanılan ilk kamera olan Redcam sisteminde görüntünün kaydı 840 nm dalga boyunda kızılötesi ışınlar vasıtasıyla kaydedilmiştir. Dişlerin ve yumuşak dokuların cihazdan gönderilen ışığı yansıtabilme yeteneği istenilen seviyede olmadığından kamera bu yapıları

algılamada sorun yaşamıştır. İlgili nedenden dolayı optik olarak ölçüsü alınmak istenen bölgelerin opak bir toz ile örtülmesi gerekliliği ortaya çıkmıştır (Leinfelder 1989). Opak bir yüzey sağlamak için titanyum dioksit içeren tozlar ve mavi renk ağırlıklı üretilen yeni nesil tarama tozları kullanıma sunulmuştur (Reiss 2006).

Veri kayıtlarının alınmasından önce, konvansiyonel tip uygulamalarda gerçekleştirildiği şekilde, ölçü alınması planlanan alanların kan, tükürük ve sudan arındırılması gereklidir. Bu izolasyonun yapılmaması durumunda, istemediğimiz yansıma görüntülerinin kaydedilmesi sonucu, alınan optik ölçüde bozulmalarla karşılaşmaktadır (Maesk 2005).

Bölgenin izolasyonunun sağlanması sonrasında yansıtıcı olarak kullandığımız tozla yüzeylerin kaplanması işlemine geçilir. Opaklığı sağlayan tozun uygulaması yapılırken, ilk önce dişlerin ve dişleri çevreleyen oral mukozanın, bunların arkasından çiğneyici oklüzal alanların ve de restorasyon uygulanacak ilgili dişin kavite boşluğunun opak toz ile kaplanması ve yansımaların önüne geçilmesi büyük önem taşır. Bu uygulama sayesinde alınan ölçülerde oluşabilecek kat riski maksimum oranda düşürülebileceği gibi, tamamdı de ortadan kaldırılabilir. Opak toz uygulaması işleminde kullandığımız tozun ulaşması hedeflenen ideal materyal kalınlığı 10-20 µm şeklinde idealize edilmiştir (Mörmann 2004). Bu sebeple araştırmamızda 20 µm altındaki aşınma oranları anlamsız olarak kabul edilmiştir Örneklerin 3D taranması sırasında opaklaştırıcı materyal olarak CEREC Optispray kullanılmıştır (Şekil-1).



Şekil 1-Cerec Optispray

Kameranın kontrol edilmesi ve görüntü yakalanması işlemi, ayak pedalı vasıtasıyla yapılır. Optik ölçünün alınması sırasında, tarama cihazı oklüzal tablaya paralel şekilde tutulmalıdır. Optik kameranın, 20 mm'lik bir alanda diş dizisini takip ederek çok sayıda veri alması gerekmektedir. Bahsedilen teknikle bilgisayara aktarılan verilerin, yazılım programı üzerinde bir araya getirilebilmesi için, kayıt altına alınan her iki optik verinin birbiriyle arasında %40 ve üzeri seviyede eşleşme oranı yakalanması gereklidir. Buna ilave olarak tarayıcınızın çiğneyici tablalara paralel olacak şekilde hareket ettirilmesi, dental aksın undercutlı bölgelerinin ölçüsünün alınmasında yeterli olmamaktadır.

Bu nedenle tarama yapılırken kameranın bukkal ve lingual bölgelerde açıldırılarak tamamlayıcı verilerin alınması gerekmektedir (Mörmann 2006).

Sonraki yıllarda piyasaya çıkan Bluecam sisteminde 470 nm dalga boyuna sahip mavi renkli led ışık kaynağı kullanılmıştır. Kullanılan ışık kaynağının dalga boyundaki azalmanın sonucu olarak, Redcam'de 1.4 cm olarak kullanılan görüntü yakalama derinliği, sonraki jenerasyon olan Bluecam'de 4 cm'ye yükseltilebilmiştir. (Pieper 2009).

Optik veriler kaydedilirken meydana gelen titreşim hareketleri görüntü kalitesini bozmaktaydı. Bluecam'de bulunan titreşim kontrolü özelliği sayesinde bu sorunun önüne geçilmiş ve ölçü alma işlemi daha kolay bir hale gelmiştir. Redcam sisteminde aldığımız veriler manuel şekilde hekim tarafından kayıt altına alınıyorken, Bluecam sisteminde aldığımız optik veri kayıtları hem manuel şekilde, hem de tarama esnasında otomatik olarak kaydedilebilmektedir.

Otomatik mod kullanılırken, kamera ark üzerinde dolaştırılarak, ayak pedalı kullanımına gerek kalmadan, efektif şekilde optik data kayıtları programa aktarılabilir (Mehl ve ark. 2009; Müller 2010). Bu avantajlarına rağmen yine de Bluecam sistemi de, Redcam sistemi de yansıtma önleyici opak toz uygulama gerekliliğine sahiptir.

Mehl ve ark.'nın, Bluecam'in veri kayıt değerlerini ölçtüğü bir çalışmada; 5 parsiyel kuron, 6 inley protezi ve 6 adet de tam kuronun preparasyonunun geleneksel olarak ağızdan ölçü kayıtları alınarak, modelleri oluşturulmuş ve hazırlanan bu modeller lazer tarayıcılar vasıtasıyla (Lazerscan 3d Pro, München, Almanya) yazılımsal ortama nakledilmiştir. Prepare edilmiş örneklerin ikinci tarama verileri de Bluecam sistemi

kullanılarak kaydedilmiştir. Kaydedilen çalışma ve kontrol grubu verileri birbirleriyle eşleştirilip karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucu olarak; Bluecam'ın konvansiyonel ölçüye göre daha detaylı sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Mehl ve ark. 2009).

Günümüzde aktif olarak kullandığımız, son jenerasyon tarayıcı olan Omnicam'de, opak toz kullanımına gerek kalmadan optik verilerin kaydı alınarak tarama yapılabilir (Şekil-2). Ölçünün alınması işlemi, cihazın ana ünitesinden basılan bir tuşla, otomatik bir şekilde başlamaktadır. Önceki sistemlerdeki titreşim oluşturmamak için kameranın sabit tutulma zorunluluğu, Omnicam ile ortadan kalkmıştır. Omnicam, optik olarak veri alınacak yüzeylerde, istenildiği şekilde harekete imkan sağlayarak, seri ve kesintisiz peşpeşe video görüntülerin kaydedilmesi yöntemiyle çalışmaktadır. Sistem, kameranın serbest şekilde hareket etmesine imkan vermesi ve hareket halinde kayıt edilen görüntü verilerinde bozulma meydana gelmemesi sebebiyle, ölçü alınma sürelerini azaltmaktadır. Verilerin bahsettiğimiz sistemde kayıt altına alınmasıyla, daha önce kullanılan modellerde yaşanmış titreşim sebebiyle karşılaşılan görüntüde bozulma problemi elimine edilmiştir. Tarama bittikten sonra, yazılımda oluşturulan model, ana ünite monitöründe ağız içinde görüldüğü renklerinde gözlenebilmektedir. Doğal renklerin görülebilmesi sayesinde diş eti, kompozit, amalgam ve kesim yapılan bölgedeki restorasyon marjinlerinin de kolay bir şekilde ayırt edilebilmesine imkan vermektedir (Kurz ve ark. 2015).



Şekil 2-Cerec Omnicam

Bir önceki sistem olan Bluecam’de tarama esnasında tek bir dişin veya tek arkta bulunan birden çok sayıdaki dişlerin optik ölçüsü net bir şekilde alınabilirken, bütün arkı kapsayan ölçülerde problemlerle karşılaşılmaktaydı. Omnicam’de ise tam ark taramalarda, Bluecam’e göre daha doğru tarama verileri alındığı belirtilmiştir. Ayrıca Omnicam’in kamerası, rotasyonel hareket kabiliyetini arttırmak amacıyla, köşe barındırmayan yuvarlak dış hatlarda tasarlanmış, bunun sonucu olarak da doktorun çalışma pozisyonunun daha ergonomik olması amaçlanarak, aynı zamanda hastaların da işlem sırasındaki konforlarının yükseltilmesi hedeflenmiştir (Davidowitz 2011; Wiedhahn ve ark. 2011).

Sirona’nın Cerec sisteminde, çeneler arası ilişkilerin kayıt edilmesi için, bite material scan ve buccal scan olarak adlandırılan, farklı iki metot kullanılmaktadır (Müller 2010). Bite material scan yönteminde, prepare edilen dişin yanındaki komşu dişler de taranarak optik ölçü kaydı gerçekleştirilir. Sonrasında hastanın çenesi sentriğe götürülerek, bu pozisyonda mum veya silikon yardımıyla veriler kayıt altına alınır. Bu noktada hekimin dikkat etmesi gereken kısım, kapanışın kaydını aldığı materyalin yalnızca restorasyonu gerçekleştirilecek dişin bölgesinin dışına çıkmamasıdır (Yuzbasioglu ve ark. 2014). Kapanış kaydı alınan materyal, preparasyon sahasına yerleştirilip, bölgenin tekrar taraması yapılmalıdır. Yazılımda bulunan önceki tarama verileriyle, son alınanların karşılaştırılmasıyla, kapanış kaydı tamamlanmış olur. Bu teknik, sadece aşırı apozisyonlu dişlerin olduğu bölgelerdeki kapanış kaydının standart teknikle alınamadığı durumlarda tercih edilmektedir. Tekniğin zayıf kaldığı nokta ise, kapanışın kaydı için kullanılan materyalin yumuşak dokuların itmesi sonucu bozulmaya uğrama ihtimalidir (Fasbinder 2010; Patzelt ve ark. 2014).

Bukkal scan tekniğindeyse; preparasyonun tamamlanması sonrası komşu dişlerle birlikte, dişin ve antagonistinin optik kayıtları alınır. Sonrasında hastanın çene ilişkisi sentrik oklüzyon pozisyonuna getirilir ve kamera bukkal bölgeye konumlandırılarak kontak dişleri ve çevresindeki anatomik oluşumları da içine alan oldukça fazla miktarda veri kaydedilir. Sisteme kaydedilen bu tarama görüntüleri hasta modeliyle karşılaştırılır.

Sonrasında cihaz üzerinde ağızın modeli ve vestibülden alınmış kapanışın kayıtları, karşıt çenenin modeli üzerine yerleştirilir ve CAD yazılımının alınan verileri kendi arasında karşılaştırmasıyla, kapanışın saptanması tamamlanmış olur. Belirtilen teknik, daimi restorasyonun çiğneyici yüzeylerinin anatomisinde detaylı düzenlemeler

gerçekleştirilmesine gerek duyulan vakalarda, istediğimiz seviyede sonuçlar veremeyebilmektedir. Benzer vakalarda bite material scan tekniğinin bukkal scan'e göre daha iyi sonuçlar vereceği öngörülmektedir (Fasbinder 2010a; Müller 2010; Ting-Shu ve Jian 2015).

2.1.1.2. Restorasyonun Bilgisayar Ortamında Dizayn Edilmesi

Alınan optik verilerin kayıt edilmesinden sonra tasarım basamağına gelinir. Restorasyonun 3 boyutlu halde bilgisayar yazılımında tasarlanmasında kullanılabilecek, günümüz piyasasında farklı yazılımlar ile çalışan çok sayıda sistem bulunmaktadır. Yazılımsal programlar genel olarak spesifik bir bilgisayar destekli tasarım ve kazıma cihazı sistemine özel üretilmiştir ve diğer bilgisayarlı dizayn sistemleriyle uyum sağlamamaktadır (Beuer ve ark 2008). Cerec'te uygulanacak vaka tipine göre dizaynı kolaylaştırmak için değişik tasarım metodları mevcuttur. Bu sistemler; biyojenerik, biyojenerik referans, korelasyon dizayn teknikleri olarak sıralanır (Şekil-3).



Şekil 3-Cerec Tasarım Ekranı

Biyojenerik metot, doğal yapıyla mümkün olduğunca örtüşen çiğneyici yüzeyler oluşturabilmek amacıyla dizayn edilen ilk tekniktir. İlk olarak piyasaya sürülen bilgisayar destekli tasarım ve kazıma cihazı sistemlerinde yazılım kısmı öncelikle protezin sınırlarını ölçmekte ve kayıtlı veritabanı havuzu içerisinde mevcut olan oklüzyon anatomileri arasında, ilgili yapıya en uygun olan örneği karşılaştırarak dizayn etmekteydi. Biyojenerik teknikte ise hastanın harabiyeti olmayan, doğala en yakın anatomik özellikler barındıran dişleri örnek alınarak, dizayn bunlara uygun şekilde

yapılmaktadır. Bilgisayar yazılımı preparasyon yapılmış bölgeye komşuluğu olan dentisyonun morfolojik şeklini değerlendirerek, yazılım bünyesinde mevcut olan algoritma doğrultusunda bir seçim yapar (Akgüngör ve Ölçer 2012). Bu şekilde hastanın ağzında mevcut harabiyeti olmayan, doğal simetrik dentisyona benzer veya mümkün olduğunca yakın bir çiğneme yüzeyine sahip protezler tasarlanabilir. (Ender ve ark. 2011; Litzenburger ve ark. 2013). İlgili teknikte karmaşık görünen bir algoritma mevcut olmasına karşın, anterior bölgedeki protetik işlemlerde, simetrik diş ile tam anlamda uyum yakalanmasında tatmin edici sonuçlar alınamayabilmektedir.

Anterior bölgede uygulanacak protetik tasarımlarda kullanılmak üzere, biyojenerik referanslı tasarım metodu piyasaya sürülmüştür. Bahsedilen metodda, dental ark verilerinin kaydını takiben, yazılım preparasyonu yapılmış dişin simetriğindeki dişinin aynada yansıyan görüntüsünü sisteme kaydederek, kesik diş üzerinde konumlandırmaktadır. Bu şekilde ön bölge dentisyonunda, bilgisayarlı yazılım sayesinde daha yüksek seviyede, tatmin edici bir simetrik uyum sağlamak mümkün olmaktadır (Akgüngör ve ark. 2012; Akgüngör ve ark. 2013; Arslan ve ark. 2015).

Korelasyon dizayn tekniği iste; yine anterior dişlerde dizayn için geliştirilmiştir. İlgili teknik farklı iki metodla gerçekleştirilebilmektedir. Uygulanan birinci metodda; lokasyonu ve şekli simetriğindeki dentisyonla uyumlu, ama farklı etkenler sonucunda rengi değişmiş ve oral kavite içerisinde restorasyonu yapılabilecek seviyede az tahribe uğramış olan dişlere, köprü, kuron ve lamina uygulamaları gerçekleştirilebilmektedir (Ender ve ark. 2011).

İlgili teknik doğrultusunda preparasyon öncesi ilgili dental arkın optik ölçü verileri yazılıma kayıt edilerek, kesilmesi planlanan dişin operasyon öncesi şekli sisteme aktarılır. Sisteme aktarılan dişin anatomisi, diş kesimi yapılması sonrası meydana gelen sanal modeldeki dişe konumlandırılır. Bu şekilde dişin kesim öncesindeki orjinal anatomisi, şekli ve boyutuyla uyumlu restorasyonlar oluşturmak mümkün olur. Korelasyon dizayn tekniğini kullanmanın farklı bir metodu ise; dental ark içinde, direk olarak restorasyonu yapılamayacak boyutlarda madde kaybı gözlenen veya karşıt çenedeki simetrik olan dişe göre apozisyonu bulunan dişlerde, ağızdan alınan teşhis ölçüsü üzerine mock-up hazırlanması ve uygulaması şeklinde faydalanmaktadır. Mock-up uygulaması yapılarak oluşturulacak teknikte, ilk aşama olarak modelajı yapılan mock-up'tan bir ölçü alınır. CAD yazılımı, optik kaydı alınan mock-up'taki

dişlerin morfolojisini, sonrasında preparasyonun yazılımı içindeki sanal modelinde bulunan kesik dişlerin üstüne konumlandırmaktadır (Griffin 2006; Klim 2009; Vafiadis ve Goldstein 2011).

Tarihte karşımıza çıkan ilk Cerec sistemlerinde, Quadrant fonksiyonu denilen bir özellik eklenerek senkronizasyon sağlanıp, iki farklı protetik restorasyonun tasarlanabilmesi mümkün kılınmıştır. 2011 sonrasında Cerec 4.0 yazılımının geliştirilmesiyle, üye sayısına bakılmaksızın uygulanacak bütün protetik restorasyonların eşzamanlı olarak üretilmesi mümkün kılınmıştır. Bununla beraber, laboratuvar ortamında kullanım , Cerec inLab software tasarım ünitesi piyasaya sürülmüştür.

Protetik restorasyonların tasarımının tamamlanmasından sonra, CAD yazılımı otomatik olarak sanal ortamda oluşturulmuş olan çene modelini farklı formatta dosyaya çevirerek CAM (kazıma) ünitesinde üretiminin başlamasını sağlar (Ender ve ark. 2003; Fritzsche 2010).

2.1.1.3. Üretim Yapılması (Kazıma Ünitesi ve Frezeleme Ünitesi)

Sanal ortamda CAD yazılımıyla meydana getirilen restorasyon tasarımı, yine sanal ortamda blok materyali içerisinde konumlandırılır. Sonrasında kazıma unitine yönlendirilerek bloktan oluşturulma aşaması başlar. Dizaynı yapılmış morfolojinin anatomisi, formu ve estetik özelliklerine göre blok seçimi gerçekleştirilir ve kazıma cihazına konumlandırılır. Dizayn ünitesinden gönderilen komutlar doğrultusunda hareketler yapan, farklı şekil ve boyutlarda elmas kaplı özel frezler kullanılarak, üniteye yerleştirmiş olduğumuz blok su ile soğutma uygulanarak şekillendirilir ve restorasyon meydana getirilir (Otto ve De Nisco 2002; Morin 2006) (Şekil-4). Sonrasında ağızda prova edilen protetik restorasyona, glazürleme ve makyaj işlemleri uygulanır (Mehl ve ark. 2009).



Şekil 4-Cerec MC XL Kazıma Cihazı

Piyasaya ilk çıkmış olan cihazlarda CAD ve CAM (tasarım-freze) birimleri birlikte üretilmişken, güncel olarak üretilen modellerde ise freze modülü farklı bir parça şeklinde Şekil 2-3 kullanıma sunulmuştur. Son dönemde kullanıma sunulmuş freze üniteleri 1,0-1,5 mm/dak kazıma hızına sahiptir ve 64000 devir/dk hızında çalışabilmektedir (Posselt ve Kerschbaum 2003; Mörmann ve Brandestini 2006).

Piyasaya ilk çıkan modellerde kazıma ünitesi 3 akslı freze yapabilir şekildeydi. Güncelde ise inlab modellerde kullanıma uygun, 4 motor ve 5 freze aksı bulunan, çok üyeli restorasyonların kazınabilmesine imkan veren MC XL serisi piyasaya sürülmüştür.

2.1.2. Cerec Sistemde Kullanılabilen Blok Çeşitleri

Bilgisayar destekli tasarım ve kazıma cihazı sistemleri diş hekimliği sektöründe, düzenli bir şekilde gelişmekte olan ve buna paralel olarak da kullanım alanları ve sıklığı yükselen bir pozisyona sahip olmuştur. Bilgisayar destekli tasarım ve kazıma cihazı sistemlerinin kullanımının yaygınlaşmasıyla beraber, farklı firma adları altına, mevcut kazıma ünitelerinde kullanılabilecek, farklı materyal içerikli seramik bloklar piyasaya çıkmaya başlamıştır (Fasbinder 2010b; Fasbinder 2012).

Güncel olarak kullanımda olan CAD/CAM blok materyallerini yapısal özelliklerine göre sınıflayacak olursak:

1- Feldspatik seramikler

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

2- Lössit ile güçlendirilmiş cam seramikler

- IPS Empress CAD

3- Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler

- Rosetta
- IPS e.max CAD

4- Nanoseramikler

- Cerasmart
- Lava Ultimate

5- Hibrit seramikler

- Vita Enamic

6- Zirkonya infiltre lityum silikat seramikler

- Celtra Duo
- Vita Suprinity

7- Oksit seramikler

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

8- Kompozitler

- Paradigm MZ100 9- Polimerler
- Vita CAD Waxx
- Vita CAD Temp

- Telio CAD

Yapısal sınıflamada yer alan oksit seramikler, iyi derecede fiziksel özellikler bulunduran materyallerdir. Bundan ötürü çiğneme kuvvetinin daha yüksek gözlendiği azı bölgelerindeki protetik restorasyonlarda ve birden fazla üyesi olan bölümlü sabit protezlerde seramik alt yapısında işlem görmektedir. Bahsedilen altyapı materyali üstüne, üstyapı porseleni uygulanabilmektedir. Son dönemde translüsent özelliği yüksek blokların piyasaya sürülmesiyle, oksit seramiklerin monolitik (tek parça) olarak kullanımı yaygınlaşmıştır.

Sinterlenen oksit seramikler; yüksek sertlikte bloklar olduğu için, öncelikle freze işlemi yapıp, sonrasında sinterleme uygulanmaktadır. Oksit seramik grubunda bulunan seramikler; sinterlenme işlemi ve altyapının üzerine uygulanacak üst yapı porseleni yüklenmesi aşamaları uygulanması gerekliliğinden dolayı, dental laboratuvar koşullarına ihtiyaç duymaktadır. Son dönemde klinik ortamında bulundurulabilecek, boyutları küçülmüş sinterleme fırınlarının üretilmesiyle, oksit seramiklerin tek seans kullanım imkanları geliştirilmiştir.

Günümüzde yüksek kırılma ve aşınma dayanıma sahip restorasyonları tek seansta monolitik olarak üretebilmek, altyapı ve üstyapı arasında oluşan ayrılma komplikasyonlarını engellemek amacıyla, monolitik zirkonya restorasyonlar kullanılmaya başlanmıştır. Yapılan in-vitro çalışmaların sonuçları; monolitik zirkonya ile hazırlanan kuron/köprülerde, kırılma dayanımının yükseldiği ve üst yapı porseleninden kaynaklı kırılma ve alt yapıdan ayrılma problemini önlediğini göstermiştir. Okluzal mesafenin yeterli olmadığı, diş preparasyonu için kısıtlı miktarda yer bulunan durumlarda tercih edilebilir bir endikasyon olduğu bildirilmiştir (Beuer ve ark. 2012; Zhang ve ark. 2013).

Mevcut sınıflamadaki diğer blok materyalleri, oksit seramiklerin sahip olduğu kadar başarılı kırılma ve aşınma dayanımına sahip olmamakta, ancak translüsentlik nitelikleri oksit seramiklerle karşılaştırıldığında oldukça yüksek olarak bildirilmektedir (Fasbinder 2012).

Araştırmamızda kullandığımız blokların da aralarında bulunduğu; yttrium stabilize zirkonya seramikler, lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler ve hibrit seramikler tek seans sistemlerde kullanıma uygun olan bloklardır.

2.1.2.1. IPS e.max CAD

IPS e.max sisteminin güncel olarak uygulanan versiyonu 1999 senesinde Schweiger tarafından üretilmiştir. Kimyasal yapısı Tablo-1’de belirtildiği şekildedir. İlgili materyalin kimyasal yapısını meydana getiren lityum disilikat kristalleri, hacimsel kristalizasyon adı verilen bir sistemle meydana gelmektedir. Bu sistem cam matriks içinde çekirdek oluşumunu tetikleyen maddeler ekleyerek, homojen bir dağılım gösteren kristalizasyon odaklarının oluşmasını hedefler. IPS e.max CAD sisteminde bu teknik cam yapıya P_2O_5 eklenerek, lityum disilikat ($Li_2Si_2O_5$) ve lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri oluşturularak elde edilmektedir (Scweiger ve ark. 1999; Höland ve ark. 2003).

IPS e.max CAD bloklar bölümlü olarak kristalizasyonu tamamlanmış şekilde imal edilmektedir. Bölümlü kristalizasyonun hedefi; meteryalin kazıma ünitesinde kolay ve hızlı bir halde şekillendirilmesine olanak vermek, bununla birlikte, frezeleme işlemi sırasında seramik materyalin istenen fiziksel özellikleri kazanmasını sağlamaktır.

Bölümlü kristalizasyon halindeki materyaller %40 oranında, 0,2-1 μm boyutunda lityum metasilikat kristalleri bulundurur ve 130 MPa dayanıma sahip, rengi mavi tonda olan materyallerdir. Lityum metasilikat içerikli bloğa, frezeleme işlemi sonrasında 850 °C’de 30 dakika süren kristalizasyon fırınlaması uygulanmalıdır.



Şekil 5-IPS e.max CAD Blok Görünümü

Kristalizasyonun sonrasında lityum metasilikat kristalleri, lityum disilikat kristallerine dönüşür, bu işlem sonrası materyalin kırılma direncinde 360 MP seviyesine yükselme görülür. Kristalizasyon sonrası mavi renkteki restorasyon, doğal

diş rengine döner. Kristalizasyon sonrasında, restorasyonun boyutlarında bir değişme meydana gelmez (Giordano 2006; Höland ve ark. 2006).

Materyaldeki ışık geçirgenliği ve şeffaflığı belirleyen kontrast miktarı, yayınlanmış olan araştırmalarda, 0,54-0,75 seviyelerinde bildirilmiştir. Bloкта gözlenen translüsensi, estetik beklentinin öne çıktığı, gülme hattını içine alan ön bölge çalışmalarında, doğal dişlerdeki ışık geçirgenliğini yakalamak adına avantajlar sağlamaktadır. Bu bloklar, HT, LT ve MO kısaltmalarıyla, farklı 3 şeffaflık seviyesine sahip olarak imal edilmektedir (Heffernan ve ark 2002; Heffernan ve ark 2002b; Höland ve ark. 2000).

İnley, onley, Lamine veneer, tek üye ve üç üyeye kadar köprü uygulamalarında kullanımları endikedir. Materyalin köprü yapımı için endikasyonu; 2. premolar dişi de içine alabilecek şekilde anterior alandaki protetik yaklaşımları içine almaktadır. IPS e.max CAD bloklar ile cut-back tekniği, alt yapı seramiği veya boyama tekniği şekilde üç değişik uygulama gerçekleştirilebilmektedir.

IPS e.max CAD blokları alt yapı seramiği şeklinde uygulandığında, üst yapıda kullanılacak seramik seçiminde florapatit ($\text{SiO}_2\text{-LiO}_2\text{-Na}_2\text{O-K}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3\text{-CaO-P}_2\text{O}_5\text{-F}$) seramikler kullanılmalıdır. Florapatit seramikleri, camsı yapının içinde 310 nm uzuluğunda ve 110 nm çapında, florapatit kristallerden meydana gelmektedir (Höland ve ark. 2003).

Son dönemde IPS e.max CAD materyalinin implant üstü protetik tedavilerde kullanımının yaygınlaşması adına .geliştirilmiş delikli abutmentler piyasaya çıkmıştır. Bu abutmentler 2 şekilde kullanılabilir. İlk teknik; kişiye özel abutment tasarlanıp imal edilmesidir. Bu sistemle kişiye özel abutment ve protetik restorasyon iki ayrı parça halinde imal edilir ve işlemin son basamağında ağız ortamında simantasyon yapılır. 2. teknikteyse; yekpare olarak kuron ve abutmentin dizayn ve üretimi şeklindedir. Bu sistemde kuron ve abutment birbirinden ayrı 2 parça halinde imal edilmez.

Dizayn edilen abutment, anatomik olarak diş şeklindedir ve implantla simantasyon olmadan, vida ile bağlantısı yapılır. Bu teknik vertikal kuron mesafenin yetersiz olduğu vakalarda da tercih edilebilir. Deliği olan blokların kazıma biriminde freze edilmesi sonrasında, deliğin titanyum abutmenta, reçine simanla sabitlenmesi gerekmektedir (Kurbad 2012).

IPS e.max CAD restorasyonların dual cure adeziv sistemlerle simantasyonu önerilmektedir. Araştırmalarda reçine siman kullanımıyla yapıştırma işlemi uygulanan restorasyonların kırılma direnci daha yüksek bulunmuştur (Baladhandayutham ve ark. 2015, Preis ve ark. 2015, Peumans ve ark. 2016, Schmitz ve Beani 2016). Adeziv reçinenin restorasyonla sağlam bir bağ kurulabilmesini sağlamak adına, seramiğin iç yüzeylerine hidroflorik asit (20 saniye) ve silan uygulaması (60 saniye) yapılması gereklidir (Akgüngör ve ark. 2005, Leung ve ark. 2015, Preis ve ark. 2015).

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

Tablo 1 : IPS e.max CAD kimyasal içeriği

2.1.2.2. inCoris Zirconia

Zirkonyum bir element olup, sembolü ‘Zr’ dir. Arapçada ‘altın renginde’ manasına gelen ‘zargon’ kelimesinden oluşmuştur. ‘Zargon’ kelimesiye Farsça bir sözcük olan ‘Zar’ (altın) ve ‘Gun’ (renk) kelimelerinin birleşiminden meydana gelmiştir. Oda şartlarında gümüşe yakın beyaz tonda, katı formda materyaldir. Heksagonal kristalize bir yapı gösterir.

Zirkonyum doğal ortamda %100 saf olarak gözlenmez. Çok sayıda değişik

bileşikler şeklinde bulunur. Zirkonyum en çok bilinen bileşikleri, zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum dioksit (ZrO_2)' dir.

Zirkonya ilk olarak Alman asıllı kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından 1789 yılında keşfedilmiştir. Jons Berzelius 1824 yılında potasyumla işleyerek izole edilmiştir. Saf zirkonyumun kullanılmaya başladığı tarih 1914'tür. Zirkonya uzun bir süre seramiklerde pigmentasyon sağlamak için kullanılmıştır (Jeerapa ve ark. 2014).

Zirkonyum materyali aşınmaya, termal değişikliklere ve korozyona karşı yüksek dayanım gösterir. Zirkonyum metalinin saflık derecesi, mekanik özelliklerini değiştirmektedir. Zirkonyumun reaktif özellikleri olan bir materyal olması sebebiyle, açık ortamda havayla temas etmesi veya bir sıvıyla temas etmesi halinde, yüzeyde hızlı bir şekilde oksidasyon oluşmaktadır. Bu meydana gelen oksit tabakası zirkonyumun materyalinin fiziksel özelliklerini artırarak korozyon karşısında yüksek direnç göstermesini sağlar. (Mundhe ve ark. 2015).

Yapılmış in vitro çalışmalarda, zirkonyumun bükülme direnci ortalama 900-1200 MPa, kırılma direnci ise 7-10 MPa şeklinde bildirilmiştir. Bu yüksek mukavemet ve kırılmaya karşı dayanıklılık gibi fiziksel değerleri, tetragonal-monoklinik faz transformasyonu ile ilgilidir (Jeerapa ve ark. 2014).



Şekil 6-inCoris Zirconia Disk Görünümü

2.1.2.2.1. Zirkonyumun Mikroyapısı

Zirkonya polimorfik bir materyaldir ve zirkonya kristalleri aşağıdaki fazlara

sahiptir;

- 1) Kübik faz (K): 2370°C ile 2680°C arasında stabil faz
- 2) Tetragonal faz (T): 1170°C ve 2370°C arasında stabil faz
- 3) Monoklinik faz (M): Oda sıcaklığında stabil faz

Sinterlenme sonrasında soğutulan zirkonya oksit, 101°C ve 1160°C aralığında monoklinik-tetragonal (M-T) geçiş gözlenir. Kontrolsüz gerçekleşen fazın değişimi sonucu, istenmeyen miktarda iç strese yol açabilecek %1-5'lik boyutsal bir hacim yükselmesi ortaya çıkmaktadır. Bu durum, materyalin soğuma sırasında küçük partiküllere ayrılmasına sebep olduğundan, istemediğimiz bir durumdur (Mundhe ve ark. 2015).

Zirkonyumun oda sıcaklığındaki tetragonal fazda stabil edilebilmesi için, saf zirkonyuma kalsiyum, alüminyum, yttrium, magnezyum ve serium metal oksitleri ilave edilebilir. Belirtilen metaloksitlerin eklenmesi sonrasında tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş kontrol edilebilir bir şekilde sağlanmış olur. Zirkonyuma metal oksitler eklenerek hazırlanan bileşikler, biyomedikal kullanım alanları için denenmiş, ancak sadece yttrium-zirkonya seramiklerin biyomedikal olarak kullanıma uygunluğu bildirilmiştir. Ek olarak; kalsiyum, alüminyum, magnezyum ilave edilmesi ile karma fazlar oluşturulurken, yttrium ile stabilizasyonu sağlanan zirkonyanın, oda sıcaklığında tetragonal fazda kalması mümkün olmuştur (Jeerapa ve ark. 2014).

2.1.2.2.1.1. Yttrium-Tetragonal Zirkonia Polikristalleri (Y-TZP)

Yttrium oksit (Y_2O_3), saf zirkonyanın oda sıcaklığında stabilizasyonunu sağlamak, çoklu fazdaki bölümlü stabilizasyonu sağlanabilmiş zirkonyayı oluşturmak hedefi ile yapıya eklenen stabilizasyon sağlayıcı bir oksittir. Tetragonal yapıdaki zirkonya polikristali (TZP) oda koşullarında tetragonal fazda stabilizasyonu sağlayıcı oksit olarak %2-3 miktarında Y_2O_3 bulundurulur.

Tetragonal partiküller metastabil yapıdadır. Partikül yapısının belirli bir boyutun üzerinde olması hali, $T \rightarrow M$ faz dönüşümüne sebep olmaktadır.

Oda koşullarında meta stabil bir faz oluşturabilmek amacıyla partikül boyutunun

0,7 µm'den küçük hacimde olması gerekir. Fakat partiküller çok küçük formda bulunduğu T→M faz dönüşümünü inhibe olabilmektedir Mundhe ve ark. 2015.

Y-TZP içerikli restorasyonlar, öncesinde sinterleme işlemi uygulanmış blok materyallerinin hafif bir şekilde şekillendirilmesinin sonrasında çok yüksek sıcaklıkta sinterlenmeyle, ya da tam sinterizasyon yapılmış bloklarda sert şekilde kazıma yöntemiyle imal edilmektedir (Jeerapa ve ark. 2014).

2.1.2.2.1.1.1. Y-TZP Seramik Restorasyon Endikasyonları

1. Uzun gövdeli köprü protezleri,
2. Full-ark köprü protezleri,
3. Endokronlar,
4. İmplant üstü kuron-köprüler,
5. İnley ve onley restrasyonlar,
6. İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalar.

2.1.2.2.1.1.2. Y-TZP Seramik Restorasyon Kontrendikasyonları

1. Antagonistinde doğal diş olan bruksoman vakalar.

2.1.2.2.1.1.3. Y-TZP Seramik Restorasyon Avantajları

1. Polikromatik bloklarla iyi derecede translusenslik.
2. Seramik ve zirkonya alt yapı arasındaki kopma sebebiyle oluşan başarısızlığın önüne geçilmesi,
3. Yüksek baskı direnci,
4. Dişlerden minimal preperasyon gerektirmesi.

2.1.2.2.1.1.4. Y-TZP Seramik Restorasyon Dezavantajları

1. Maliyeti konvansiyonel sistemlere göre yüksektir.
2. Milling ve sinterizasyon süresinin uzun sürmesi dezavantajlar arasında sayılabilir.

2.1.2.2.2. Zirkonyumun Mekanik Özellikleri

Zirkonya, paslanmaz çelik benzeri mekanik özelliklere sahiptir. Bükme dayanımı 900-1200 MPa, kırılma direnci 7-10 MPa, elastik modülü 200 MPa ve Vicker's sertliği dental alaşımların yaklaşık 4-5 katı olarak belirtilmiştir (Jeerapa ve ark. 2014).

Zirkonya oksit materyalinin, gelen çiğneme yüklerine karşı direnci üzerine kullanılan 2 adet teori bulunmaktadır;

1. Termal genleşme kat sayısı değişimi: Zirkonya içerisinde bulunan tetragonal fazın ısısal genleşme katsayısı 6.6°C olarak belirtilirken, kübik fazın ısısal genleşme katsayısı 10.6°C 'dir olarak bildirilmiştir. İki faz arasında gözlenen ısısal genleşme katsayısı farkı, ısıtma işlemleri esnasında, materyalin yapısında mikro çatlakların oluşmasına sebep olur.

Bu mikro çatlaklar, materyalin yapısı içinde bir iç basınç oluşturarak, uzun dönemde meydana gelebilecek daha da geniş alanlara yayılabilecek çatlakların stresini materyal geneline yayar ve mevcut çatlakların devam etmesini önleyici bir rol oynar.

2. Materyal İçi Stres Meydana Gelmesi: Bölümlü stabilize zirkonya ile güçlendirilmiş protetik restorasyonların, simantasyon sonrası fonksiyona girmesiyle, yapı içerisinde bulunan kübik matrikse bir baskı uygulanmaya başladığı görülmüştür. Bu baskı sebebiyle, kübik matriks içinde düzenli olarak yayılmış tetragonal faz, yüksek hacimli olan monoklinik faza doğru geçiş yapar. Bahsedilen fazın geçişi, kristal yapıda %2-6 seviyesinde hacimde yükseliş yaratarak, kübik formdaki matriks yapı içerisinde görülen baskıyı meydana getiren kuvvetlerle beraber bir iç stres oluşmasına neden olur. İlgili ortaya çıkan stres birikim bölgeleri çatlak hattının büyümesini engelleyen bir etki mekanizması oluşturur ve böylelikle ZrO_2 seramiklerinin mekanik özellikleri yükseltilmiş olur. Zirkonyuma yüksek dayanıklılığını veren 'transformasyon sertleşmesi' olarak isimlendirilen bu özelliğidir (Bergamo ve ark. 2016).

2.1.2.2.2.1. Zirkonyumun Mekanik Özelliklerini Etkileyen Etmenler

Y-TZP nin mekanik özelliklerini etkileyen etmenler aşağıda belirtilmiştir:

1. Stabilize edici oksit miktarı
2. Zirkonya partiküllerinin yapısı ve boyutu
3. Sıcaklık
4. Nem
5. Zaman

1)Stabilize Edici Oksit Miktarı: Stabilize edici oksit gren büyüklüğünün ve miktarının artması, faz geçişini hızlandıran bir etmendir. ZrO_2 'nin fiziksel özelliklerini arttırmak hedefi ile yapıya az miktarda CaO , MgO , Y_2O_3 gibi stabilizasyon sağlayıcı oksitler eklenmeli ve bu oksitlerin ZrO_2 yapısında dengeli bir şekilde yayılmış halde bulunması gerekmektedir. Araştırmalar sonucunda, ideal fiziksel özelliklere sahip olabilmesi için, yapıya %2 Y_2O_3 ilave edilmesi gerektiği belirtilmiştir. Yttriyum oksit miktarının artırılması halinde; tetragonal fazın oranı düşer, gren boyutu yükselir ve bunun sonucu olarak yapının stabilitesi bozulmaya uğrar. Bununla birlikte yttrium oksit miktarının artırılması sinterlenme ısını azaltır. Sinterleme işleminin düşük ısıda uygulanması, yapı içerisindeki porozite miktarını yükselterek kırılma dayanımında azalmaya sebep olur (Jeerapa ve ark. 2014).

2)Zirkonya Partiküllerinin Yapısı ve Boyutu: Zirkonya partiküllerinin yapısı ve boyutu da fiziksel özellikleri etkilemektedir. Optimum kırılma ve aşınma direncini sağlamak adına, zirkonyanın moleküler yapıda 0,3 μm kadar olması gerekliliği bildirilmiştir. Yapı içindeki partikül içeriğinin yükselmesi, sinterlenmiş zirkonyanın mekanik özelliklerini azaltmaktadır.

Stabilizatör oranının %1 yükseltilmesi, %3 oranında Y_2O_3 eklenmesi, parçacık boyunun 1 μm 'a çıkmasına, materyalin fiziksel dirençlerinin düşmesine sebebiyet vermektedir. Parçacık boyunun yükselmesi durumundaysa, T-M fazsal değişim ortaya çıkmaktadır. Gözlenen bu farklılaşma; materyal içerisindeki parçacıkların küçük yapıda olması ve dengeli bir şekilde dağılması ile engellenebilir.

Y-TZP seramikler için en yüksek kırılma dayanımını sağlamak ve faz değişim

sertleşmesini aktive edebilmek amacıyla %2 oranında Y_2O_3 eklenmesi ve 0,3 μm gren boyutu optimal değerlerdir (Bergamo ve ark. 2016).

Aynı partikül miktarı bulunan iki materyalin kırılma ve bükülmeye direnci, poroziteyle bağlantılı olarak farklılık göstermektedir. Porozite oranı arttıkça materyalin fiziksel özellikleri zayıflamaktadır. Porozite oranı, yapının içinde oluşan çatlak ilerleyişini de etkilemektedir. Eğer materyal yüksek miktarda porozite barındırıyorsa, çatlak ilerlemesi küçük grenlerin arasında bulunan boş alanlarda gerçekleşecektir. Granül içindeki bu çatlağın ilerlemesi, materyalin fiziksel dayanıklılığının düşük seyredildiği vakalarda gözlenmektedir (Jeerapa ve ark. 2014).

3)Sıcaklık: Sıcaklığın yükselmesi Y-TZP’de fiziksel yapıyı negatif olarak etkilemektedir. Bu durumun sebebi, tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş gerçekleşmesi, bunun sonucu olarak materyalin parsiyel-stabilize yapısını kaybetmesidir. İlgili fazların değişim gösterebilmesi için, sıcaklık değerlerinin 200-300° civarında bir değişime uğraması gerekmektedir. Materyalin 100-400°C’de uzun bir süre tutulmasıyla ortaya çıkan fazdaki değişime düşük ısı bozulması denir. Ortamda nem varlığı durumunda faz değişim miktarı yükselecek ve materyalin parsiyel stabil özelliğini yitirmesinden dolayı fiziksel nitelikleri bozulacaktır.

4)Nem: Nemin tek başına bulunduğu durumlarda sinterlenmiş zirkonyanın mekanik dayanımını etkileyebilecek bir faktör olmadığı, fakat yüksek sıcaklığa nemin eşlik ettiği durumlarda faz değişim hızının yükseldiği bildirilmiştir.

Nemin düşük sıcaklıkta bozunma olayına etkisi, çok sayıda araştırmacı tarafından net bir şekilde açıklanamamakla beraber, yapılmış olan bir çalışmada, zirkonyanın yüzeyindeki ZrO_2 tarafından suyun emilmesine bağlı olarak, dış yüzeyde enerji birikimi olduğu ve spontan T-M faz değişiminin meydana geldiği bildirilmiştir (Jeerapa ve ark. 2014).

5)Zaman: Konvansiyonel porselenlerde karşılaştığımız yorgunluk, zirkonyanın yapısal farklılığı sebebiyle Y-TZP seramiklerde gözlenmemektedir. Ancak Y-TZP içerikli materyallerde, belirli bir süre zarfında ortaya çıkan monoklinik faza tetragonal fazdan geçişin kontrol dışı artması sonucu ortaya çıkan bir yaşlanma sorunu ile karşılaşılmaktadır (Bergamo ve ark. 2016).

Yaşlanma olayının sonucu olarak materyalin, yarı stabil yapısını kaybetmesine bağlı olarak diziksel özellikleri bozulur (Bergamo ve ark. 2016).

Yaşlanmayla alakalı olarak aşağıdakiler söylenebilir;

1. T-M faz değişimi materyalin yüzeyinden başlayıp gövdenin içine doğru ilerler,
2. Yaşlanma sonucunda materyalin direnci, yoğunluğu ve yapısı, değişmektedir,
3. T-M faz değişimi buhar veya suyun içinde gerçekleşir,
4. En önemli sıcaklık 200°C-300°C arasındadır,
5. Stabilize edici oksitin yoğunluğunun yükselmesi veya partikül boyutunun azalması transformasyon oranını azaltır,
6. Mekanik özelliklerdeki değişim, materyaldeki makro ve mikro çatlaklar sebebi ve T-M faz geçişiyle beraber ortaya çıkmaktadır (Jeerapa ve ark. 2014).

2.1.2.2.3. Zirkonyumun Biyouyumluluğu

Yapılan in-vivo ve in-vitro değerlendirmeler rehberliğinde, saf zirkonya materyalinin biyouyumluluğunun kayda değer şekilde yüksek olduğu, hiçbir şekilde lokal veya sistemik reaksiyonlar oluşturmadıkları bildirilmiştir. Saflaştırılmış ve saflaştırılmamış tozdan üretilen zirkonya seramiklerinin karsinojenik ve mutajenik etkilerinin değerlendirildiği bir çalışmanın sonucunda, Y-TZP'nin hücre ile uyumlu halde olduğu, mutajenik ve karsinojenik reaksiyon olmadığı belirlenmiştir. Yapılan son dönem çalışmaların sonuçlarında Y-TZP'nin bakteri tutulumunun, titanyumdan daha az olduğu bildirilmiştir (Bergamo ve ark. 2016).

2.1.2.2.4. Zirkonya Seramiklerin Üretimi Aşamaları

Dental alanda kullanılmakta olan zirkonya restoratif materyaller, benzer yapıda bir kimyasal içerik bulundurmalarına rağmen, blok materyalinin üretim sistemiyle paralel şekilde dayanıklılık ve transparan özellikler bakımından değişiklikler gözlenmektedir.

İmalat tekniği baz alındığında yttrium barındıran zirkonya içerikli blok materyalleri; Green Zirkonya, Pre-sinterize Zirkonya ve Sinterize Zirkonya şeklinde üç

farklı grupta değerlendirilmektedir (Bergamo ve ark. 2016).

2.1.2.2.4.1. Green Zirkonya Bloklar

Dental seramik tozların farklı bağlayıcı ajanlar vasıtasıyla yüksek sıcaklıklara ulaşmadan sıkıştırılması şeklinde imal edilen blok materyalleri tebeşirimsi şekilde ve sinterize blok materyallerine nazaran daha kolay freze edilebilen bloklardır. Su soğutmalı ortama gerek kalmadan tungsten ve elmas frezler yardımıyla şekil verilebilirler. Sinterlenmeleri sırasında meydana gelebilecek boyut değişiminin eliminasyonu için orjinal hacimlerinden %15-20 büyük olacak şekilde freze edilirler. Sinterlenme işlemini takiben, sinterlenmemiş poröz zirkonya, yaklaşık %20-30 civarında bir küçülmeye uğrayarak, daha yoğun ve dirençli bir hale gelir (Jeerapa ve ark. 2014).

2.1.2.2.4.2. Yarı Sinterize (Pre-Sinterize) Zirkonya Blok

Yarı sinterize zirkonya bloklar, green zirkonyanın, 500°C’de ortalama olarak 30 dakika fırınlanması ile oluşturulur. Sinterlenmemiş bloklara CAD-CAM kullanılarak elmas ve karbid frezler yardımıyla su soğutması altında ‘green machining’ olarak isimlendirilen (ham şekillendirme) işlemi uygulanır. Şekillendirme akabinde normal formlarından daha büyük olarak oluşturulan alt yapı restorasyonları, basınç olmayan ortamda 1300°C-1550°C sıcaklıklar seviyesinde sinterize edilir. Bu şekilde sinterlenmemiş poröz yapıda olan zirkonyada ortalama %15-25 oranında küçülme gerçekleşerek daha kompakt, mukavemetli ve kırılmaya karşı dirençli bir yapı oluşmuş olur (Bergamo ve ark. 2016). Çalışmamızda kullanılan inCoris Zirconia’nın kimyasal içeriği Tablo 2’de gösterilmiştir.

İçerik	% Oranı
$ZrO_2+HfO_2+Y_2O_3$	$\geq 99.0\%$
Y_2O_3	$> 4.5 - \leq 6.0\%$
HfO_2	$\leq 5\%$
Al_2O_3	$\leq 0.5\%$
Fe_2O_3	$\leq 0.3\%$

Tablo 2: inCoris Zirconia Kimyasal İçeriği

2.1.2.2.4.3. Sinterize Zirkonya Blok

Sinterlenmesi tamamlanmış materyallerdir ve direkt olarak aşındırma işlemine geçilebilir. Sinterize zirkonya bloklar oluşturulurken ilk olarak materyal, yaklaşık olarak 1300°C’de sinterlenir. Sonrasında partikül yoğunluğunu yükseltmek için, isostatik ortamda argon gazı kullanılarak, 1000 bardan yüksek bir basınç altında 1400-1500°C’lik bir sıcaklığa maruz bırakılır. Daha sonra beyaz renk alıncaya kadar açık hava basıncı altında ısıtma işlemi sürdürülür. Bunun sebebi ise sinterleme sonrası yüksek basınç sebebiyle gri-siyah bir renge dönüşen Y-TZP’nin oksitlenerek beyaz renge dönüşmesi için, atmosfer basıncında son ısıtma safhasının uygulanması gerekmektedir. Sinterlenmiş blokların, green stage bloklara göre daha yoğun bir yapıya sahip olması ve dayanıklılığının %20 oranında fazla olması gibi avantajları olmasına karşın, şekillendirme işlemi sırasında daha çok zaman harcanması ve uygulama esnasında kullanılan elmas frezlerin aşınmaya uğraması gibi dezavantajları da bulunmaktadır.

Sinterlenmiş zirkonya bloklardan hazırlanan restorasyonlar, herhangi bir boyut değişimine uğramadıkları için direkt olarak gerçek büyüklüklerinde şekillendirilirler (Bergamo ve ark. 2016).

2.1.2.3. Vita Enamic

Hibrit kelimesi sözlük anlamı olarak; melez, karma, bir çok yapının birlikte barındığı manasına gelir. Bu durumla bağlantılı olarak, üretilen hibrit seramik blok materyalleri bünyesinde inorganikle organik bileşenleri birlikte taşımaktadır. Organik bölümü polimer esaslı matriks, inorganik olan bölümü ise seramikten oluşmaktadır. Vita Enamic hibrit seramik bloklar hem organik hem de inorganik komponentleri bir arada barındıran hibrit protetik materyaller olarak adlandırılırlar (Coldea ve ark. 2013) (Şekil-7).



Şekil 7-Vita Enamic Blok Görüntüsü

Rezin kompozit materyaller de kimyasal içerik olarak bünyesinde inorganik ve organik matriksi birlikte barındırmaktadır. Fakat kompozit reçinelerdeki kimyasal birleşim makro düzeyde gerçekleşirken, hibrit seramiklerde ise iki komponentin bileşim şekli hem mikro hem de makro seviyede gerçekleşmektedir. Mikro seviyedeki bütünleşme sonucu ortaya çıkan yeni materyalde kimyasal özellikler önceki halinden farklılık gösterir. Hibrit seramik materyalindeki bu bileşim sayesinde, cam seramik matriks yapının içinde meydana gelebilecek bir çatlağın daha da büyümesinin, materyalin değişmiş olan kimyasal yapısı nedeniyle önlenildiği belirtilmektedir (Coldea ve ark. 2013; Zimmermann ve ark. 2012.)

Hibrit seramik blokların ağırlık bazında %86'sını inorganik seramik bölüm oluştururken, %14'ünü organik polimer bölüm oluşturur. İnorganik seramik içerik SiO_2 , Al_2O_3 , CaO , ZrO_2 , Na_2O , K_2O , B_2O_3 bileşiklerinden meydana gelir. Polimer matriksin organik bölümünde ise trietilen glikol dimetakrilat ve üretan dimetakrilat bulunmaktadır (Della Bona ve ark. 2014; Hu ve ark. 2016).

Hibrit seramik materyallerin kırılmaya karşı dayanımları ortalama 150 MPa'dır. Sertlik seviyesi 2,6 GPa, elastikiyet modülü 35 GPa şeklinde bildirilmiştir. Hibrit seramiklerin elastik modülü doğal dişlerle yakınlık göstermektedir. Hibrit seramik bloklarla karşılaştırdıklarında cam seramik bloklarda daha yüksek bir elastik modülü gözlenir. Bu sebeple daha kırılğan materyallerdir. Sertlik seviyeleri doğal diş minesine benzerlik gösterdiğinden dolayı, karşıt dişlerde meydana gelen aşınma seviyesi cam seramiklere göre daha düşüktür. (Rohr ve ark. 2015, Zhi ve ark. 2016).

Mörmann ve ark.'nın 2013 yılında yapılan çalışmalarında; bilgisayar destekli dizayn ve kazıma cihazlarında hazırlanan restorasyonlarda yüzeyin nitelikleri ve karşısında bulunan dişlerde oluşturdukları abrasiv etkileri değerlendirilmiştir. İlgili

araştırmanın sonuçlarında; antagonist dişi hibrit seramik olan dişlerin, antagonisti cam seramik olan dişlere nazaran daha az aşınma sonuçları verdiği bildirilmiştir (Mörmann ve ark. 2013).

Hibrit Vita Enamic materyalinin frezelenme aşamasının gerçekleştirilmesi sonrasında, herhangi bir ekstra sinterizasyon veya fırınlama işlemi gerekmemektedir (Homaie ve ark. 2016). İçeriğinde bulunan polimer yapıdaki matriks, simantasyondan sonra restorasyonda oluşabilecek kırılmalar veya ufak çatlakların kompozit dolgu kullanılarak tamir edilip cila yapılabilmesine imkan vermektedir.

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

Tablo 3: Vita Enamic kimyasal içeriği

HT (high translucent) yüksek şeffaflık ve T(translucent) normal şeffaflık isimleriyle, farklı iki şeffaflık seviyesi ve 6 farklı tonda renk alternatifi vardır (Zimmermann ve ark. 2012). Yüksek şeffaflıktaki bloklar anterior alandaki kuron restorasyonları ve laminate veneer uygulamalarında endikedir. Normal şeffaflıktaki bloklarınsa alt diş renginin bir miktar kapatılması istenen, renkleşmiş dişlerde kullanılması tavsiye edilmektedir (Stawarczyk ve ark. 2015, Acar ve ark. 2016).

Vita Enamic Hibrit seramik blokların laminate veneer, inley, onley, kuron restorasyonlarında kullanılması endikedir. Konvansiyonel tekniklerdense, adeziv sistemlerle yapıştırma işleminin yapılması tavsiye edilir.

Yapıştırma işlemin öncesinde restorasyonun iç yüzeyinin 1 dakika boyunca hidroflorik asitle pürüzlendirilmesi, sonrasında da yine 1 dakika silan uygulanması gerekmektedir (Della Bona ve ark. 2014; Nguyen ve ark. 2014; Peumans ve ark. 2016).

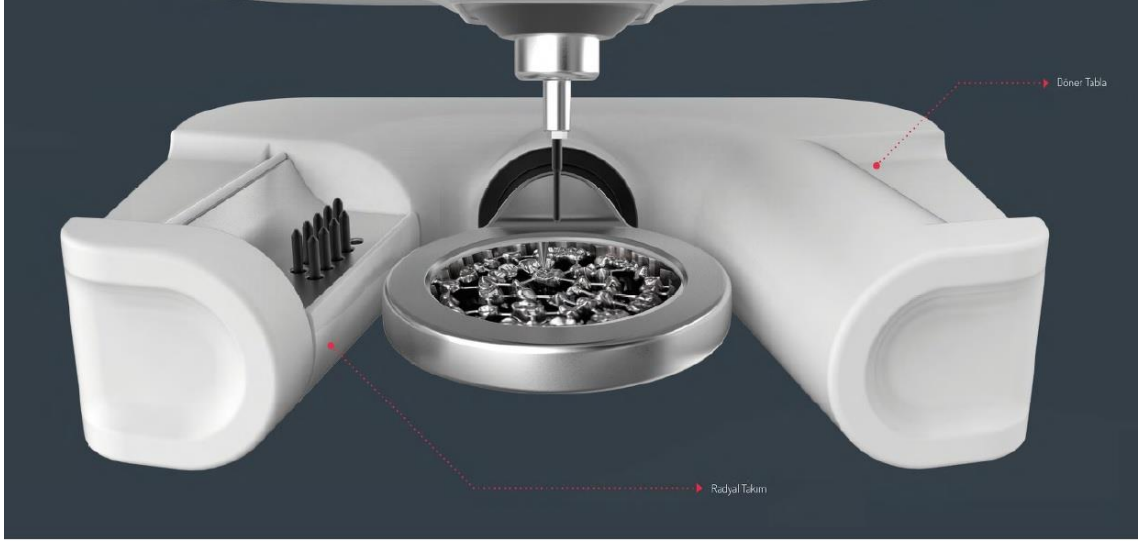
2.1.3. Redon Sistemi

Redon kazıma cihazı yakın dönemde yerli mühendisler tarafından dizayn edilmiş, Redon Teknoloji tarafından Türkiye’de imal edilen bir CAM ünitesidir (Şekil-8). Redon Teknoloji firmasının Ar-Ge departmanında çalışan 20 kişilik mühendis ekibi tarafından yazılım arayüzü, panel arayüzü, elektronik ve mekanik parçaları ülkemizde dizayn edilmiştir. Hem kuru hem de sulu şekilde kazıma işlemi yapmaya imkan vermektedir.



Şekil 8-Redon Hybrid Kazıma Cihazı

Radyal frez takımı diskin sabitlendiği bölgenin hemen yanında yer almaktadır. Bu frez takımının içine farklı sertlikteki materyalleri kazımak için çok sayıda frez yerleştirilebilmektedir (Şekil-9). Bu şekilde materyal değiştirildiği durumlarda frez takıp çıkarma işlemine gerek kalmamaktadır. 5 akslı şekilde çalışabilecek döner bir tablaya sahiptir. Herhangi bir sorunla karşılaştığı anda otomatik olarak tepki veren Digital AC Servo motoru 60.000 Rpm hıza kadar sert ve yumuşak materyalleri kazıyabilmektedir. Bilyalı vida hassasiyeti 8 μm 'dir. Çalışma esnasında frezleri 30° eğime kadar açılanabilmektedir. Servo motor herhangi bir sorunla karşılaşması halinde kazıma işlemini durdurmakta, sorun giderildikten sonra cihaz kazıma işlemine kaldığı yerden devam etmektedir. 1 adet anatomik formda zirkonya kuru kazıma süresi 11 dakikadır (<https://www.redon.com/medya/yayinlar>).



Şekil 9-Redon Hybrid Kazıma Tablası

Redon Hybrid, diş hekimliğinde kullanım alanı bulabilecek materyallerin büyük bir kısmının işlenebilmesine olanak sağlamaktadır (Tablo-4).

Titanyum
Krom Kobalt
Cam Seramik
Zirkonya
PMMA
Plastik
Peek
Kompozit
Alumina

Tablo 4-Redon Hybrid Cihazında Kullanılabilen Materyaller

Redon Hybrid, hem sabit, hem hareketli protezlerde hekimlerin ihtiyaçlarına çözümler getirebilmektedir. Bunların yanında implant üstü uygulamalarda farklı konseptlerdeki abutmentlerin oluşturulması işlemine de olanak vermektedir. Gerekğinde mock up uygulamalarında ve gülüş tasarımlarında kullanılmak üzere model oluşturma özelliği bulunmaktadır (<https://www.redon.com/medya/yayinlar>) (Tablo-5).

Koping, kuron/köprü altyapıları, inlay ve onlayler
Anatomik formda kuron ve köprüler
Teleskop kuronlar
Gece plağı
Çene modeli oluşturma
T-Base abutment
Titanyum, zirkonya ve CrCo tek parça abutmentlar
İmplant ve diş üstü bar uygulamaları

Tablo 5-Redon Hybrid Cihazında Yapılabilen Dental Uygulamalar

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada farklı kimyasal yapıya sahip 3 farklı CAD/CAM materyalinden oluşturulan alt sağ 1. molar diş formundaki kuron protezlerinin aşınma ve kırılma dayanımları in vitro olarak değerlendirildi. Yapılan power analizi değerlendirilmeleri göz önüne alınarak, 10'ar örnekten oluşan 3 farklı grup meydana getirildi. Tüm örnekler anatomik molar kuron formunda Cerec sisteminde dizayn edildi. Cerec MC XL ve Redon Hybrid üniteleri kullanılarak kazıma işlemleri yapıldı. Mode Medikal çok akslı çiğneme simülatörü ve yükleme koparma cihazlarıyla aşınma yorulma ve kırılma deneyleri gerçekleştirildi. Yükleme sonrası kırılan örneklerin kırık yüzeyleri İstanbul Üniversitesi Mühendislik Fakültesi/Kimya Mühendisliği laboratuvarlarında taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelendi. Deneyler sonrası ortaya çıkan sonuçlar istatistiki olarak karşılaştırılarak değerlendirildi.

Araştırmamızın çiğneme siklusu deneyleri Esetron Mekatronik Laboratuvarı'nda, dizayn, kazıma, 3D tarama ve çakıştırma işlemleri ArmaEra Dental Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.1. Çalışmada Kullanılan Cihazlar ve Materyaller

Araştırmamızda kullandığımız materyaller detaylı olarak Tablo 6'da, kullanılan cihazlar ise Tablo 7'de gösterilmiştir.

Marka	Üretici firma	Materyal	İçerik
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
inCoris Zirconia	Densply Sirona, Danimarka	Y-TZP Zirkonya Blok	ZrO₂ (<%90), Y₂O₃(%5), HfO₂(<%3), Al₂O₃(<%2), SiO₂(<%1).

IPS e.max CAD	Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik blok	SiO₂, Li₂O, K₂O, P₂O₅, ZrO₂, ZnO, Al₂O₃, MgO, Renklendirici oksitler
Ultradent Ceramic Etch	Ultradent Products, South Jordan, USA	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
Sirona Optispray	Sirona, Almanya	Yansıtıcı sprej toz	Ethanol içinde pigment süspansiyonu, propan-bütan karışımı
Variolink Try-in Paste	Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Deneme pastası	Gliserin, mineral doldurucu, boyar madde
PalaXpress dental acrylic	Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya	Otopolimerizan akrilik	Toz: Metilmetakrilat-kopolimer Likit: Metilmetakrilat, dimetakrilat
Vita Cad-Temp Composit Disc	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	Kompozit Disk	Mikrodolduruculu güçlendirilmiş poliakril kompozit

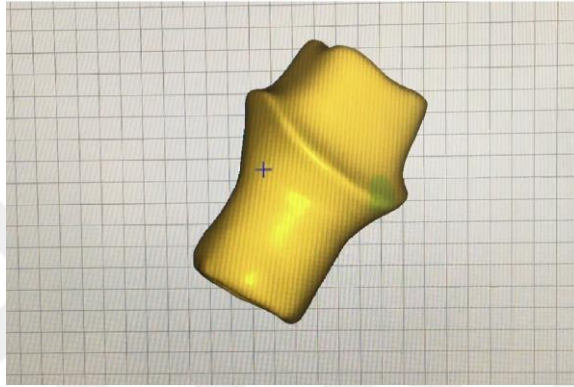
Tablo 6: Araştırmada Kullanılan Materyaller

Cihaz	Üretici firma
Led Işık Kaynağı Elipar S10	3M ESPE, Sefeld, Almanya
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
Esetron Mekatronik Yükleme ve Koparma Testi Cihazı	Esetron Mekatronik, Ankara, Türkiye
Taramalı elektron mikroskobu SEM Quanta FEG 450	Quanta, Oregon, ABD
CAD/CAM Freze Ünitesi Redon Hybrid	Redon Mühendislik, İstanbul, Türkiye
Sinterleme Fırını Sirona inFire HTC Speed	Sirona, Bensheim, Almanya
3D Tarayıcı GC Aadva Lab Scan	GC Corporation, Tokyo, Japonya
Kumlama cihazı Renfert Basic SandBlaster	Renfert, Hilzingen, Almanya
Buhar makinası Zhermack VAP 6	Zhermack, İtalya
Esetron Mekatronik 2 Akslı Çiğneme Simülatörü	Esetron Mekatronik, Ankara, İstanbul

Tablo 7: Araştırmada Kullanılan Cihazlar

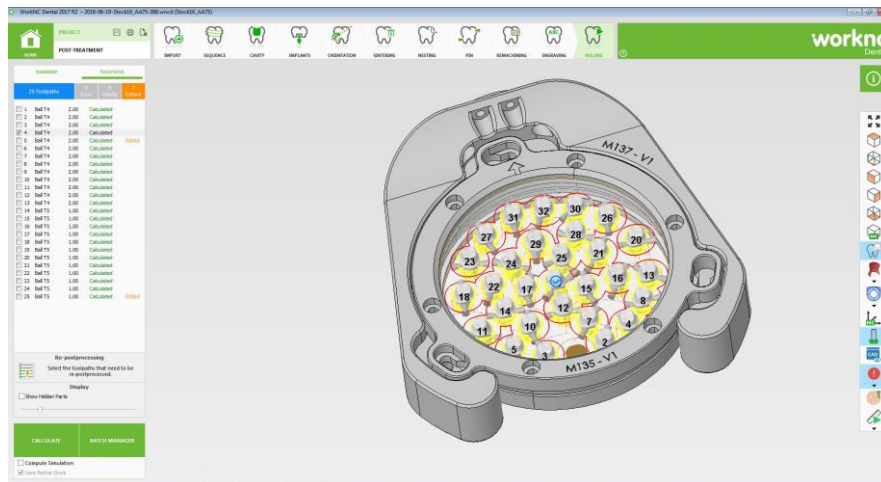
3.2. Güdüklerin Hazırlanması

Araştırmada kullandığımız materyallerin üretici firmaları tarafından önerilen restorasyon kalınlıkları dikkate alındı. Dijital ortamda, ideal boyutlardaki bir sağ alt 1. molar dişin yan duvarlarından 1,5 mm, oklzalden 2 mm materyale yer açacak şekilde, preparasyon dizaynı yapıldı. Taper açısı 6° olacak şekilde belirlendi. Basamak genişliği 1,5 mm olarak sabitlendi (şekil-10). Exocad yazılımı üzerinde oluşturduğumuz prototip örneğin son düzeltmelerini yapmak için GC Aadva LabScan yazılımı kullanıldı.

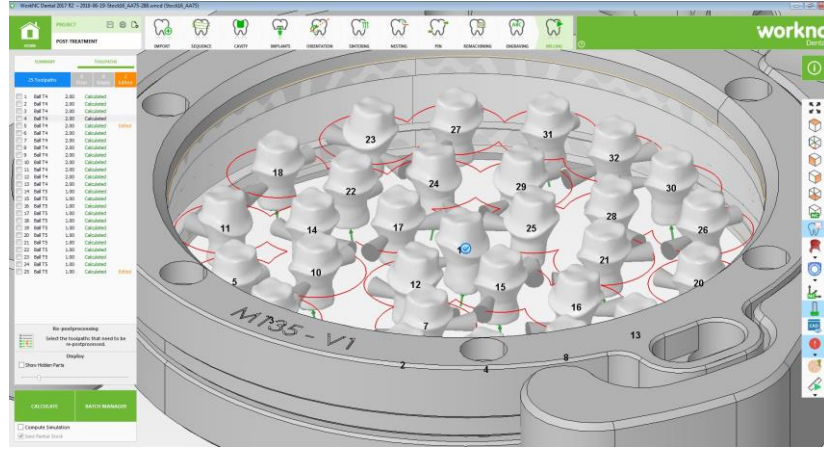


şekil 10-Dijital Güdük Dizaynı

Aadva üzerinde son rötuşları yapılan güdük formu tersine çevrilerek .stl formatta kaydedildi. Sonraki aşamada .stl dosya WorkNC dental Cam yazılımına aktarıldı. Bu yazılım üzerinden Vita CAD-Temp kompozit diskten kazınacak güdüklerin disk üzerindeki pozisyonlandırılmaları ayarlandı (şekil-11,12).

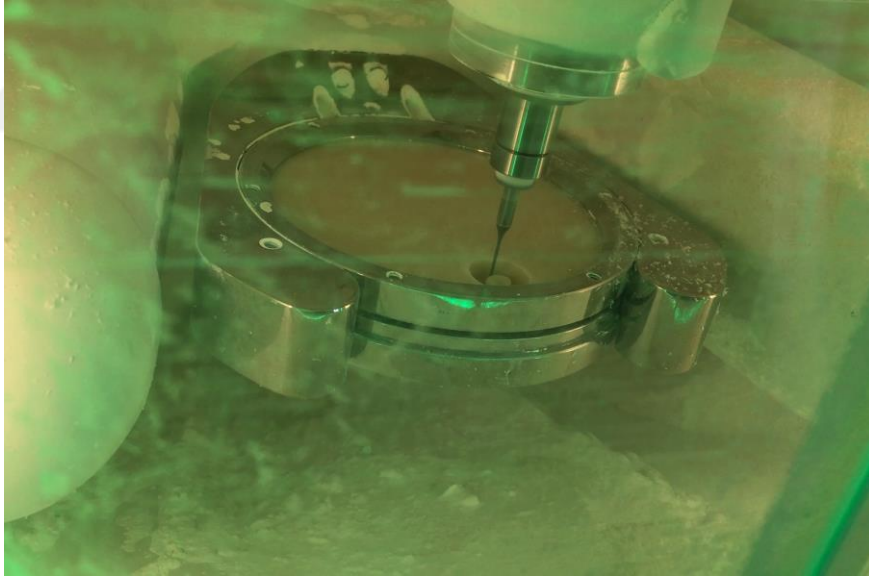


şekil 11-Güdüklerin Kompozit Blok İçinde Konumlandırılması 1



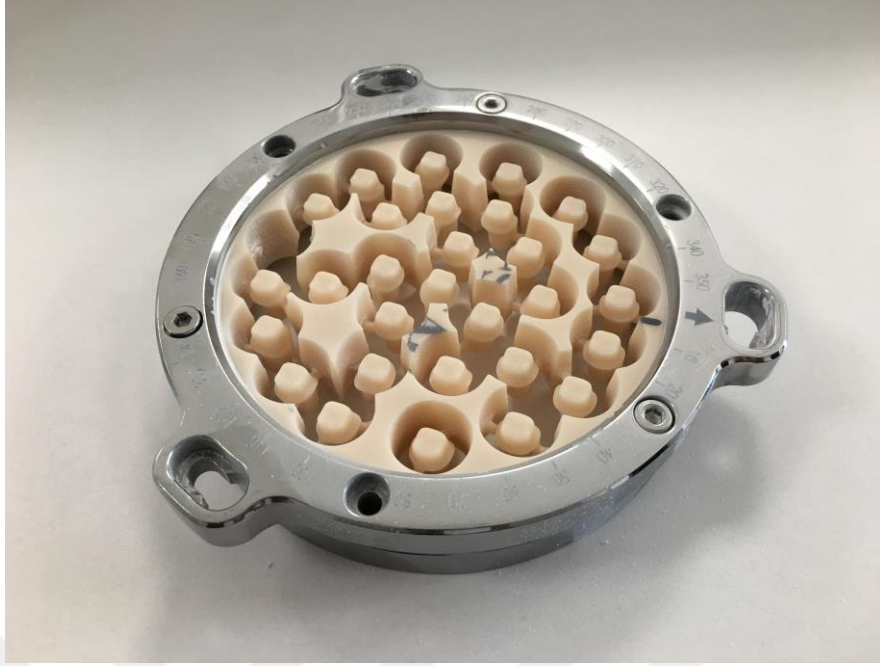
Şekil 12-Güdüklerin Kompozit Blok İçinde Konumlandırılması 2

Pozisyonlandırılmanın tamamlanması sonrasında, Vita CAD-Temp kompozit disk Redon Hybrid kazıyıcı içine konumlandırılıp kazıma işlemi başlatıldı (Şekil-13).

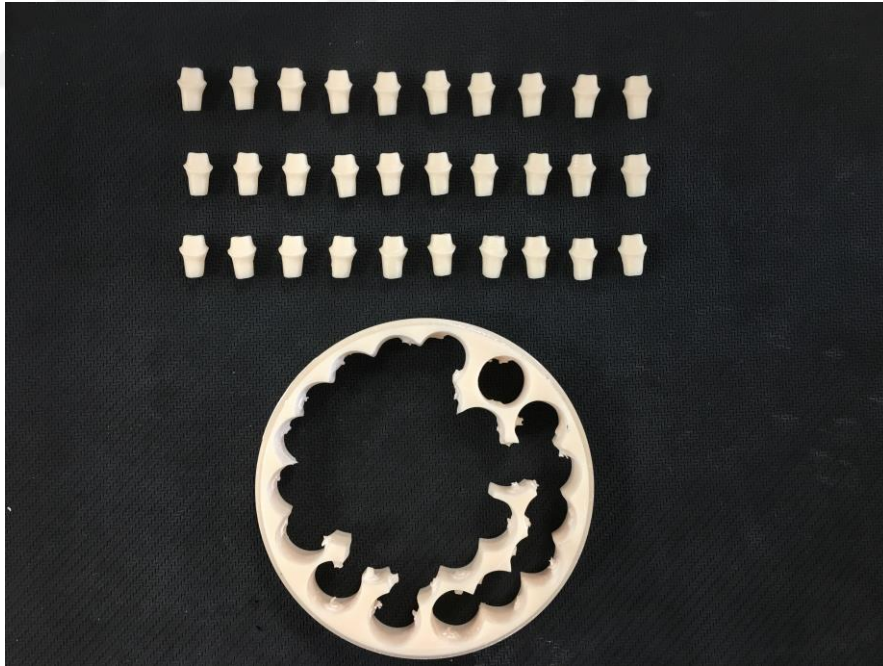


Şekil 13-Güdüklerin Redon Cihazında Freze Edilme Aşaması

Redon'da kazıma işleminin tamamlanması sonrasında, disk cihazdan ayrıldı (Şekil-14). Güdükler arasındaki tijlerin kesim işlemi manuel olarak piyasemen ile gerçekleştirildi. Tijlerin kesildiği bölgeler sonrasında taş ve cila lastiğiyle düzeltildi (Şekil-15).

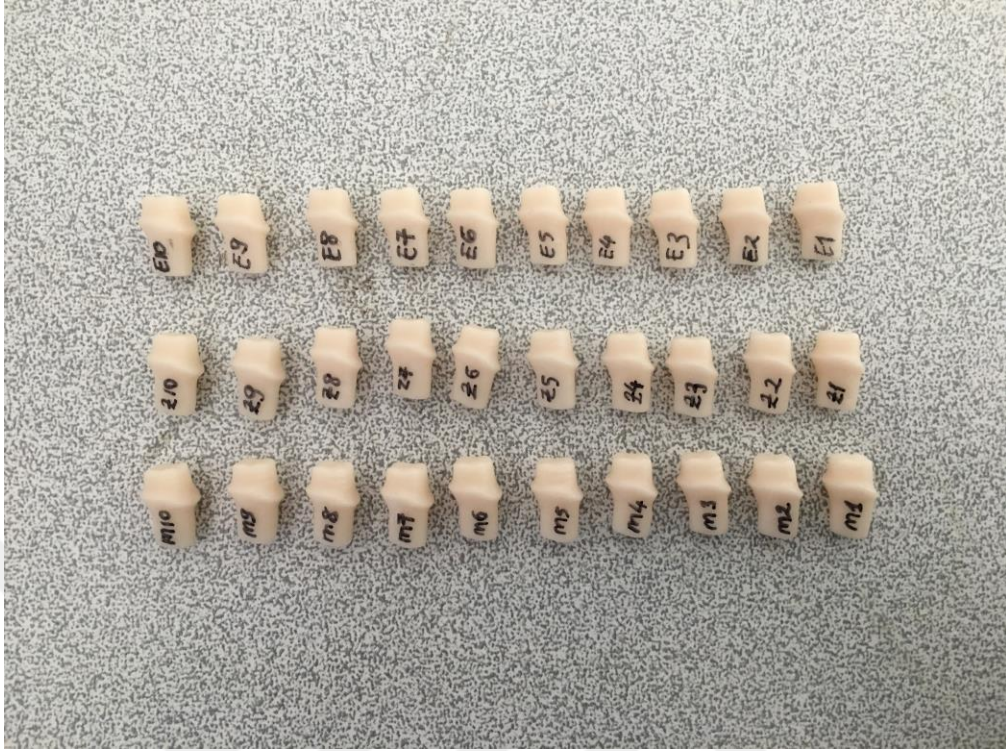


Şekil 14-Kazıma İşlemi Tamamlanmış Vita CAD-Temp Blok Görünümü

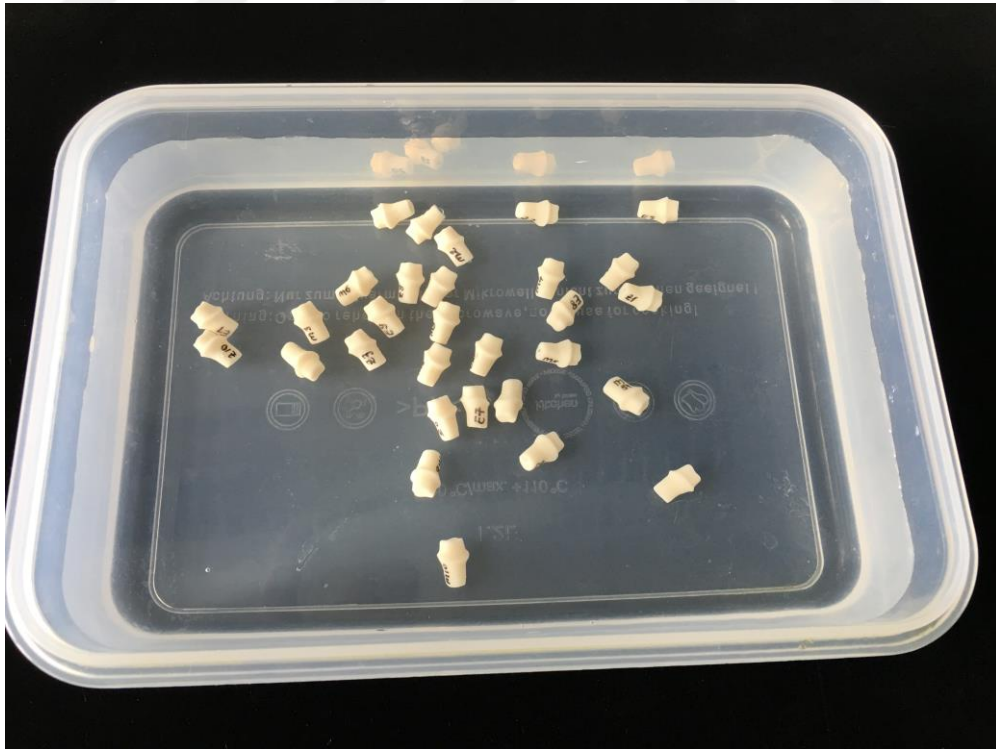


Şekil 15-Güdüklerin Tijlerinden Ayrılmış Görüntüsü

Güdüklerin standardizasyonunun son kontrolü için, önceden hazırladığımız, anatomik formdaki monolitik zirkonya kontrol kuruunu kullanıldı. Manuel olarak tek tek bütün güdüklerin uyum kontrolleri ve numaralandırması yapıldı (Şekil-16). Bu aşamanın ardından güdükler 10 gün süre ile distile suda bekletildi (Şekil-17).



Şekil 16-Kompozit Güdüklerin Numaralandırılması



Şekil 17-Kompozit Güdüklerin Distile Suda Bekletilmesi

3.3. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Güdüklerinin oluşturulmasının ardından, hazırlanmış olan 30 adet alt 1. molar diş, her grupta 10 adet örnek olacak şekilde 3 gruba ayrıldı (Tablo 8).

Çalışma Grubu	Örnek Sayısı	Kullanılan Blok
1	10	IPS e.max CAD
2	10	Zirconia Cercon
3	10	Vita Enamic

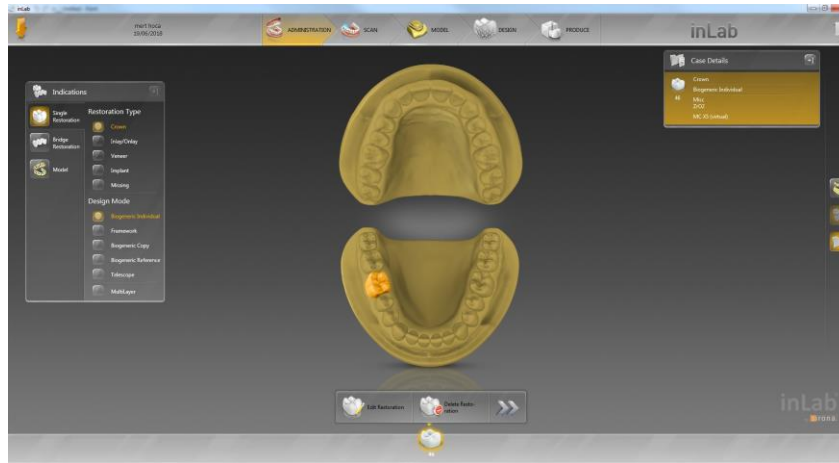
Tablo 8-Çalışma Grupları

3.4. Sirona Cerec Sistem Kullanılarak Tam Kuron Protezlerinin Oluşturulması

3.4.1. Restorasyonun Tasarlanması

Kesik diş formundaki kompozit güdüklerimiz tamamen dijital ortamda meydana getirildiği için ölçü safhasını atlamış olduk. Önceki safhada Aadva üzerinde dizayn ettiğimiz ve .stl formatında kayıt altına aldığımız güdük dosyasını bu sefer Cerec yazılımına aktardık.

İlk olarak Administration sekmesinden üst yapı dizaynı yapılacak dişin seçimi yapıldı (Şekil-18).



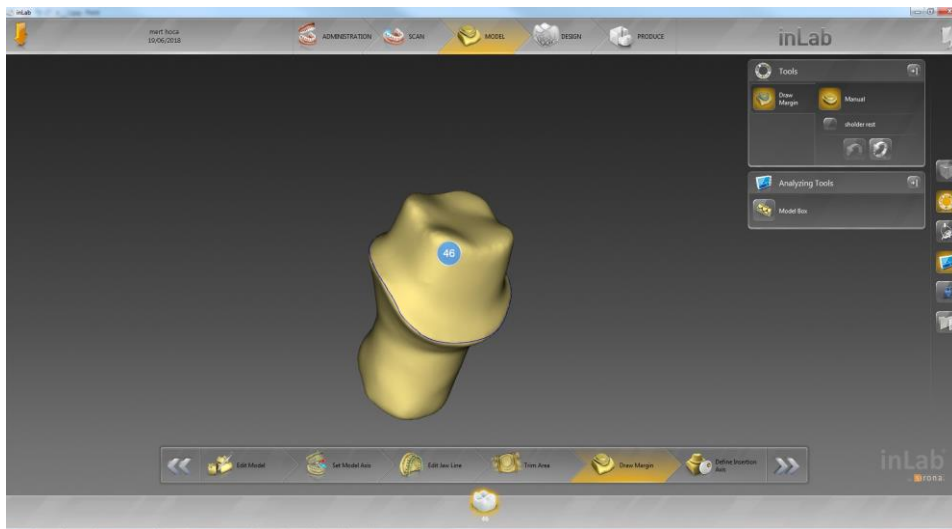
Şekil 18-Diş Seçimi Ekranı

Tarama işlemi sayfasına gelindiğinde, önceden kaydettiğimiz .stl kesik diş dosyası seçildi ve scan basamağı otomatik olarak atlandı. Direkt olarak model basamağına geçilerek dişin dijital ark üzerindeki konumlandırılması yapıldı, aksı ayarlandı (Şekil-19).

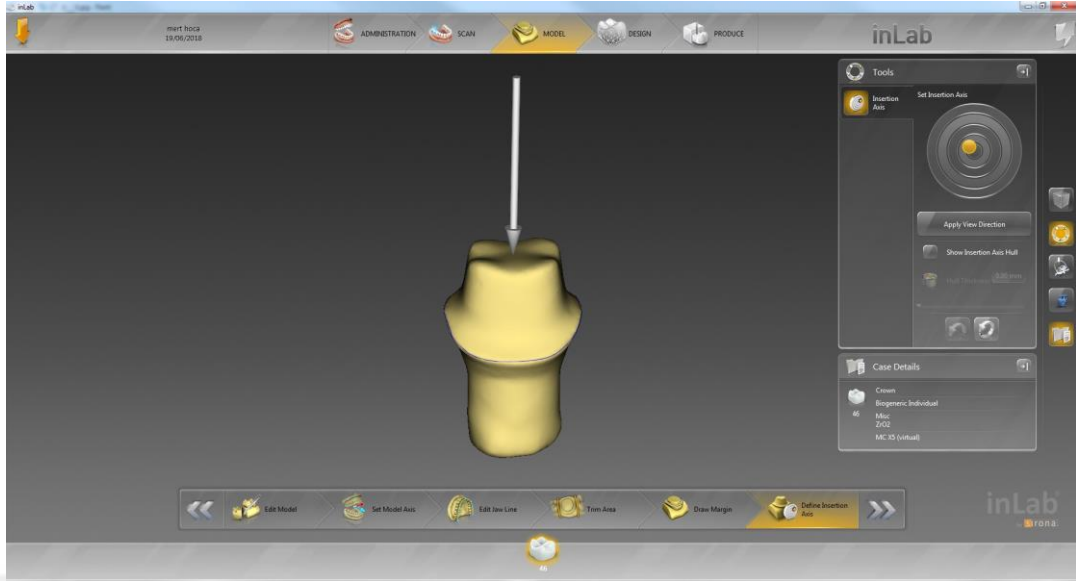


Şekil 19-Dişin Arkta Konumlandırılması

Dişin dental arkta konumlandırılmasından sonra, yine model ana sekmesinde olan bitim sınırları çizilmesi ve giriş yolu belirlenmesi gerçekleştirildi (Şekil-20,21).



Şekil 20-Marjinal Kenar Bitimlerinin Çizilmesi

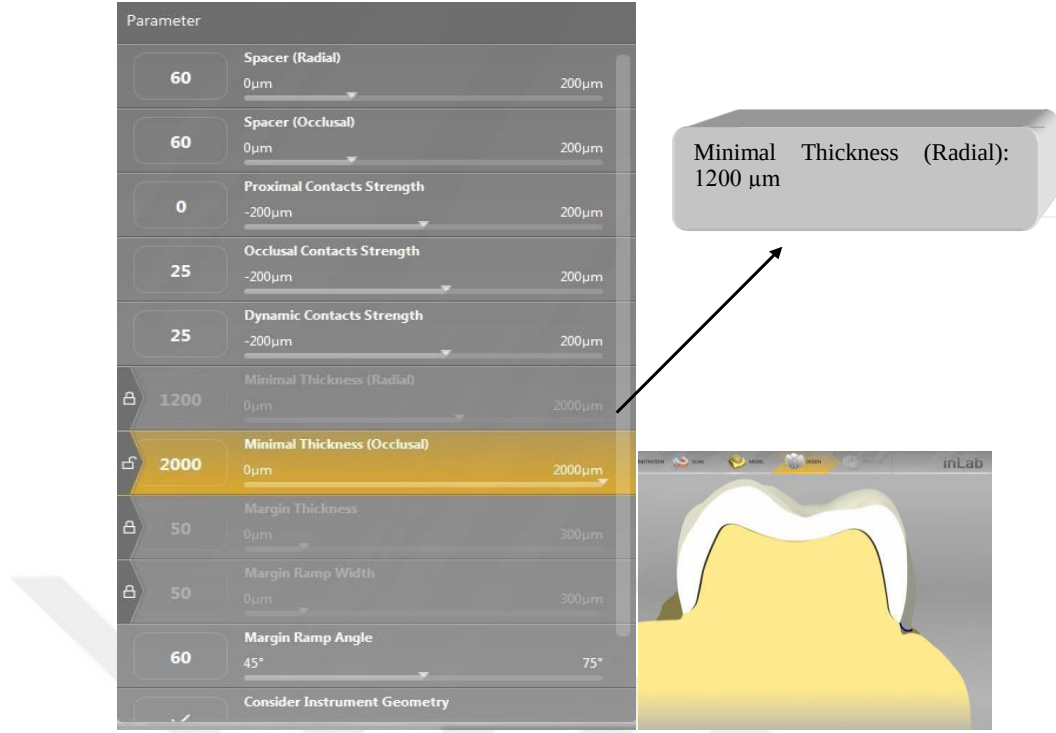


Şekil 21-Giriş Yolu Belirlenmesi

Güdüğün arkta konumlandırılma işlemi tamamlandıktan sonra, üst yapı dizaynı basamağına geçildi. Bu basamakta, en başta güdük dizaynında bahsettiğimiz, üretici firmalar tarafından belirtilen ideal materyal kalınlıkları göz önüne alındı (Tablo-9) (Şekil-22).

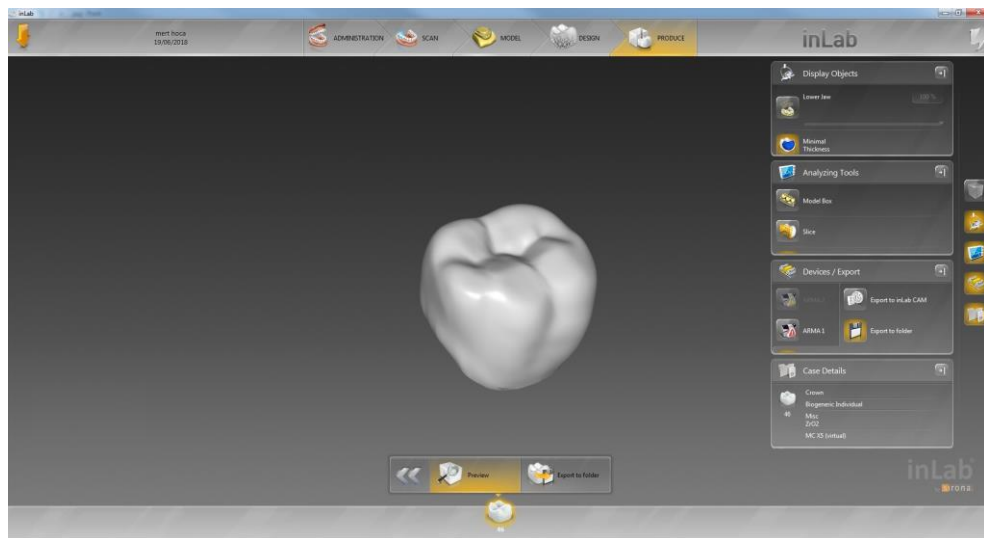
Blok	Okluzal	Çevresel	Basamak
IPS e.max CAD	1,5 mm $\geq$	1,5 mm $\geq$	1 mm $\geq$
inCoris Zirconia	1 mm $\geq$	0,8-1 mm $\geq$	0,5 mm $\geq$
Vita Enamic	1,5 mm $\geq$	0,8-1,5 mm	0,8 mm $\geq$

Tablo 9-Firmaların Belirttiği İdeal Materyal Kalınlıkları



Şekil 22-Materyal Kalınlıkları ve Siman Aralığının Belirlenmesi

İstenilen parametrelerin yazılıma girilmesinin ardından bir sonraki basamak olan üretim sekmesine geçildi. Belirlediğimiz veriler doğrultusunda cihaz bize otomatik olarak bir tasarım sundu. Bu tasarım üzerinde yaptığımız ufak düzeltmeler sonrası, restorasyonumuz son şeklini aldı (Şekil-23)



Şekil 23-Tasarımın Tamamlanmış Şekli

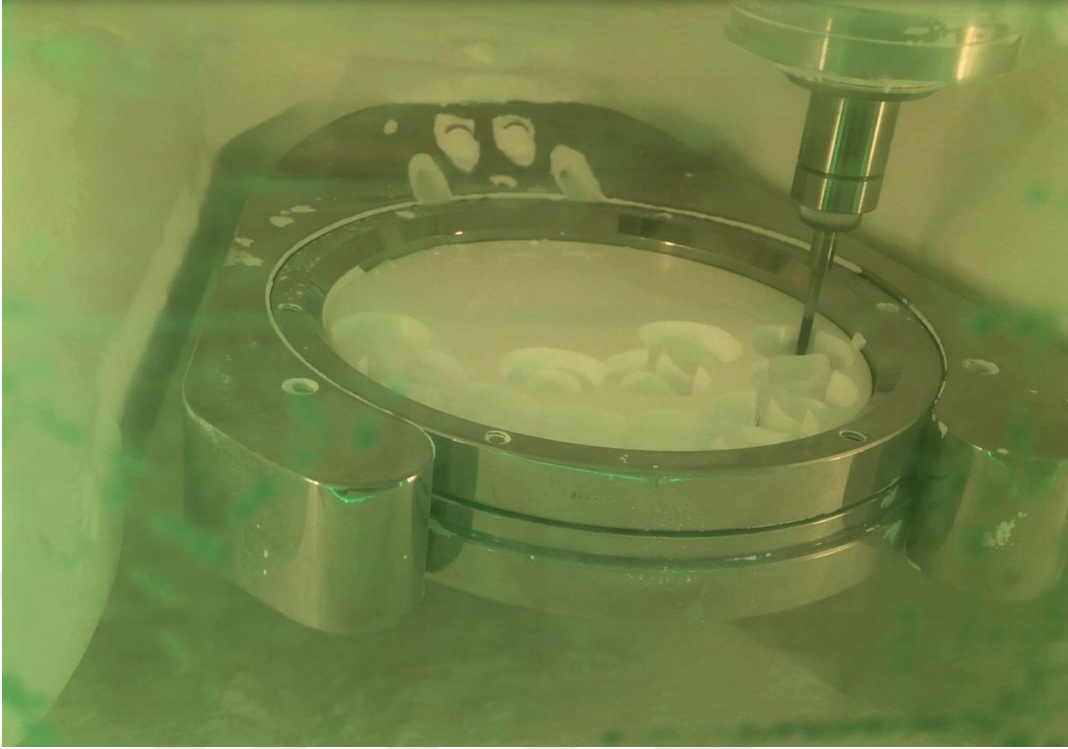
3.4.2. Restorasyonların Üretimi

Restorasyon tasarlanma basamağının bitirilmesi sonrasında ‘Produce’ sekmesinden restorasyonun üretilmesi safhasına geçildi. Üretim ekranında dizaynı yapılmış restorasyonun blok içinde konumlandırılacağı pozisyon, kullanılacak blok tipi ve tij lokasyonu seçilerek kazıma ünitesi kapatıldı. Sistemden ‘start production’ butonuna basılarak kazıma ünitesinde islemin başlaması sağlandı. Otomatik olarak su ile soğutma uygulanarak frezeleme basamağı gerçekleştirildi (Şekil 3-15). Kuron restorasyonları her grupta aynı tasarım kullanılarak, standart bir şekilde imal edildi.

IPS e.max CAD ve Vita Enamic örneklerin bloktan freze işlemi Cerec MC XL ünitesinde (Şekil-24), inCoris Zirconia örneklerin diskten freze işlemi Redon Hybrid ünitesinde (Şekil-25,26) gerçekleştirildi.



Şekil 24-Cerec MC XL Cihazında Kazıma İşlemi



Şekil 25-Redon Hybrid Cihazında Kazıma İşlemi



Şekil 26-Redon Hybrid Kazıma Ünitesi

Kazıma işlemlerinin sonrasında, restorasyonların tij bağlantıları karbid frez ile kesildi, elmas içerikli taş ve lastiklerle düzeltildi (Şekil-27).



Şekil 27-Zirkonya Örneklerin Kazıma Sonrası Görüntüsü

3.5. IPS e.max CAD Örneklerin Kristalizasyon Fırınlaması

IPS e.max CAD bloklar parsiyel kristalize yapıda mavi renkli bloklardır. Freze işlemi sonrası elde ettiğimiz mavi renkteki kuronların öncelikle tijleri aşındırıldı. Sonrasında hazırlanmış olan kuronlar kristalizasyon fırınlaması yapılması için fırının tablasına taşındı. Fırınlama prosedürü Programat P500 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtensen) fırında uygulandı (Şekil-28). İmalatçı firma direktifleri doğrultusunda 4 dakika boyunca 400°C , sonraki etapta her dakika 55°C yükseltilecek şekilde 840°C 'ye kadar çıkartıldı. $410\text{-}840^{\circ}\text{C}$ arasındaki sıcaklık değerlerinde fırının vakum özelliği aktif edildi (Şekil-29). İşlem sonrası kuron restorasyonları soğumaya bırakıldı (Tablo 10). Kristalizasyonun tamamlanması sonrasında, öncesinde mavi renkteki kuron örnekleri beyaz bir görünüme dönmüştür (Şekil-30). Kristalizasyon işlemi sonrası ortaya çıkan %0,2 seviyesindeki kristalizasyon büzülmesi anlamlı bir fark oluşturmadığı için değerlendirilmemiştir.



Şekil 28-Programat P500 Porselen Fırını



Şekil 29-IPS e.max CAD Örneklerin Kristalizasyon Öncesi Görünümü



Şekil 30-IPS e.max CAD Örneklerin Kristalizasyon Sonrası Görünümü

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

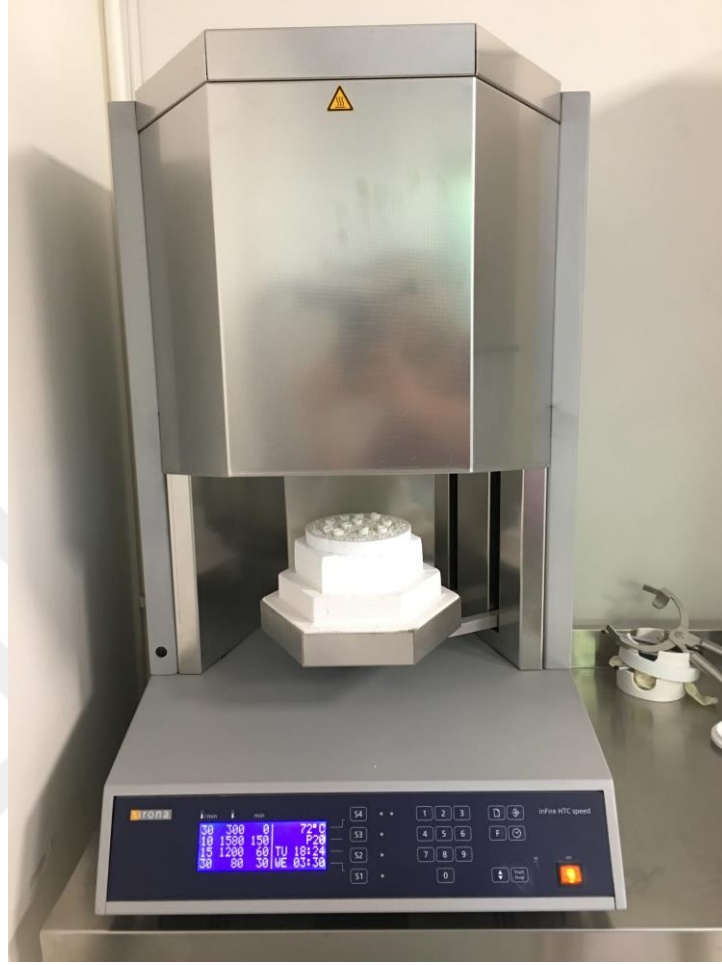
Tablo 10-Kristalizasyon Fırınlama Sıcaklıkları

3.6. inCoris Zirconia Örneklerin Sinterlenmesi

inCoris Zirconia örneklerin sinterlenme işlemi için Sirona inFire HTC speed glazür fırını kullanıldı (Şekil-31,32). Üretici firmanın önerdiği sinterizasyon ayarları uygulandı (Tablo-11).

Sıcaklığı artırma oranı °C/Dk	Sabit Sıcaklık °C	Sıcaklığı sabit tutma süresi
25	800	0
15	1510	120
30	200	0

Tablo 11-inCoris Zirkonya Örneklerin Sinterlenme Sıcaklıkları



Şekil 31-Sirona inFire HTC speed fırını



Şekil 32-Sinterizasyon Öncesi Zirkonya Örneklerin Görünümü

3.7. Restorasyonların Polisaj ve Glazür Aşamaları

IPS e.max CAD restorasyonların glazürlenmesi için IPS Ivocolor glazür kiti kullanıldı. Üretici firmanın önerdiği şekilde glazür işlemi uygulandı (Tablo 12).

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

Tablo 12-Emax CAD Glazür Fırınlaması Süreleri ve Sıcaklık Seviyeleri

inCoris Zirconia restorasyonların glazür işlemi, firmanın önerdiği CEREC Speed Glaze Sprey kullanılarak 800°C maksimum sıcaklıkta gerçekleştirildi (Şekil-33).



Şekil 33-Cerec Speed Glaze

Hibrit Seramik Vita Enamic kuronların cilalanması için, firmanın önerdiği cila kiti Vita Enamic Polishing Set kullanıldı. Ön cila safhasından sonra (pembe enstrümanlar), yine firmanın önerdiği glaze restorasyonun üzerine uygulanarak, led ışık cihazıyla polimerizasyonu sağlandı. Işıkla glaze polimerizasyonu sonrasında daha parlak bir yüzey elde etmek için cila setindeki yüksek parlaklık için kullanılan lastikler (beyaz enstrümanlar) ve sonrasında da bir pamuk fırça ile Shofu Direct Dia Paste uygulaması yapıldı (Şekil-34).



Şekil 34-Vita Enamic Cila Seti

3.8. Çiğneme Deneyi Öncesi Örneklerin 3D Tarayıcı ile Kayıt Altına Alınması

Glazür işlemi tamamlanan örneklerin akrilik bloklara gömülmesi ve simantasyon işleminden önce 3 boyutlu tarama işlemleri gerçekleştirildi. Bütün örnekler gruplara ayrılarak numaralandırılıp, simante edilecekleri güdüklerle birlikte ayrı ayrı poşetlere konuldu (Şekil-35).



Şekil 35-Kuron ve Güdüklerin Numaralandırılması

Sonrasında gruplar halinde Variolink Try-in Paste ile güdük ve kuronlar birleştirildi. 3 boyutlu tarama işlemi için GC Aadva 3D Scanner kullanıldı. Birleştirilen kuronlar sırasıyla Aadva Scanner'ın tekli tarama tablasına yerleştirildi (Şekil-36,37).



Şekil 36-Variolink Try-in Paste

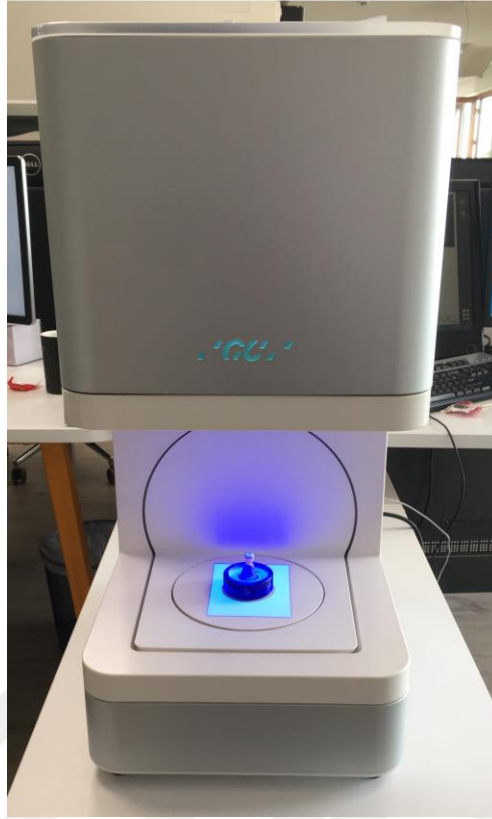


Şekil 37-Tarayıcı Tablasına Örneğin Yerleştirilmesi

Tablaya yerleştirilen glazürlü örnekler, tarayıcı kamerası parlak yüzeyleri okuyamadığı için Cerec Optispray ile opak hale getirildi. Sonrasında GC Aadva Scanner'ın içine yerleştirildi (Şekil-38,39).

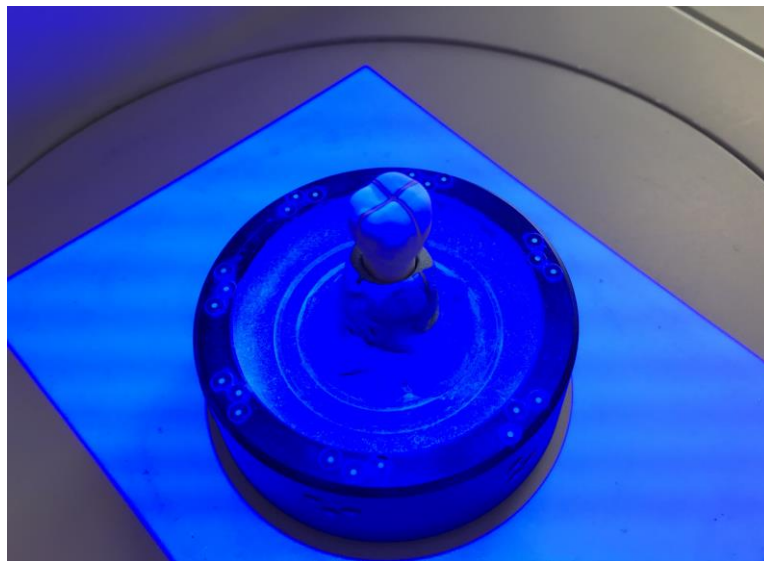


Şekil 38-Cerec Optispray



Şekil 39-Örneğin Tarayıcıya Yerleştirilmesi

Scanner içine yerleştirilen örneğin artı şeklindeki işaretleme ışığı akslarına uygun olarak konumlandırılması yapıldı (Şekil-40).



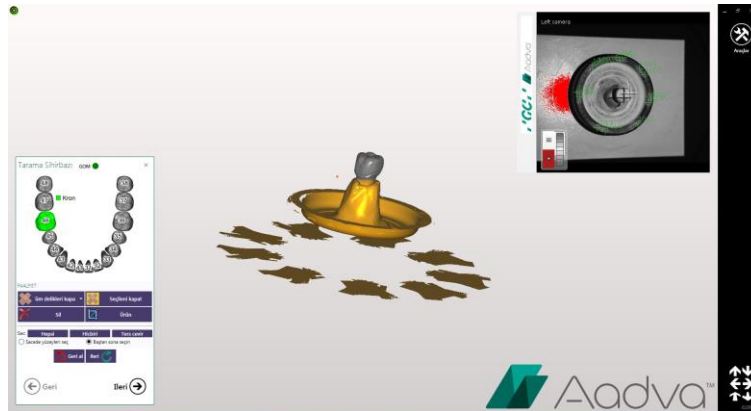
Şekil 40-Tarama Akslarının Ayarlanması



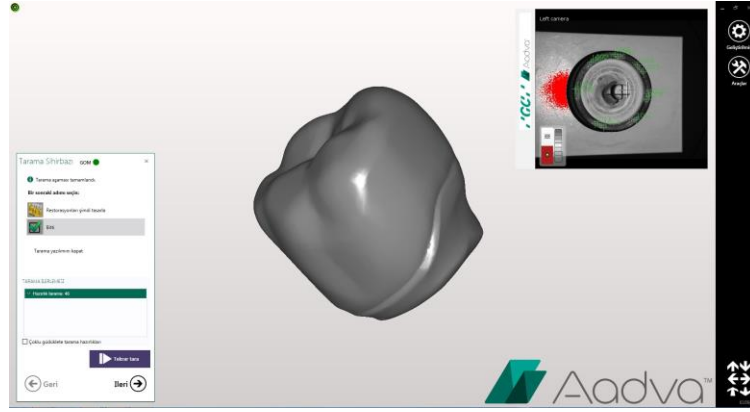
Şekil 43-1. Tarama Sonrası Görüntü



Şekil 44-Detaylı Tarama Sonrası Görüntü



Şekil 45-Taramayı Düzenleme Ekranı



Şekil 46-3D Taramanın Son Hali

3.9. 3D Scan Sonrası Kuron İç Yüzeylerinin Basınçlı Buharla Tezmilenmesi

3 boyutlu taramalar yapılırken, Aadvva Scanner tablasında örneklerin stabil durabilmesi için Variolink Try-in Paste ile sabitlenmişti. Simantasyon öncesinde restorasyonların içinde ve güdüklerin üzerinde kalan Try-in Paste artıklarının uzaklaştırılması için basınçlı buhar cihazı Zhermack VAP 6 ile örnekler temizlendi (Şekil-47).



Şekil 47-Zhermack VAP 6 Buhar Cihazı

3.10. inCoris Zirconis Örneklerin İç Yüzeylerinin Kumlanması

Simantasyon işlemi öncesinde örneklerin iç yüzeylerinin prüzlendirilmesi aşamasında, inCoris Zirkonya örnekler üretici firma talimatı doğrultusunda kumlama işlemi yapıldı.

Bütün zirkonya örneklere 2,5 Bar basınç altında, 50 μm 'den küçük Al_2O_3 partikülleri kullanılarak, Renfert Basic Sandblaster cihazı ile kumlama işlemi gerçekleştirildi (Şekil-48,49).



Şekil 48-Renfert Basic Sandblaster



Şekil 49-Renfert Kumlama Cihazında Zirkon İç Yüzeylerinin Kumlanması

3.11. Güdüklerin Akrilik Bloklar İçinde Konumlandırılması

Çiğneme siklusu deneylerinin yapılacağı Esetron Mekatronik iğneme Simülatörü cihazının sabitleme haznelerine uygun çapta plastik borular kesildi (Şekil-50).



Şekil 50-Plastik Boru lleri

Kesilen örneklerin cila lastikleri ve su zımparası ile pürüzlü alanları düzenlenip, grup numaraları verildi (Şekil-51).



Şekil 51-Plastik Boruların Numaralandırılmış Hali

Sonraki aşamada kompozit güdükler, silikon bir indeks yardımıyla boruların içinde, otopolimerizan akriliğe sabitlendi (Şekil-52).



Şekil 52-Güdüklerin Otopolimerizan Akrilik İçinde Sabitlenmesi

3.12. Kuron Restorasyonlarının Simantasyon İşemi

Hazırladığımız protezlerin adeziv şekilde güdüklerin üzerine yapıştırılması için, güdük yüzeylerinde ve kuron restorasyonlarının iç yüzeylerinde, her materyalde üretici firmanın önerdiği doğrultuda işlemler uygulandı.

3.12.1. Güdük Yüzeylerin Simantasyon Öncesi Hazırlığı

Bütün güdük yüzeyleri suyla yıkanıp kurutuldu. Sonrasında güdüklerin yüzeylerine %32'lik fosforik asit Scotchbond Universal Etchant (3M Espe) (Şekil-55) uygulandı ve 15 saniye boyunca bekletildi. 15 saniye bekletilen asit, sonrasında 20 saniye boyunca su ile yıkanarak, 5 saniye de basınçlı havayla kurutma işlemi yapıldı. Scotchbond Universal Adhesive (3M Espe) bonding ajanı, mikro fırçalar kullanılarak, mümkün olduğunca ince bir film şeklinde güdük yüzeylerine uygulandı. Sürülen bonding güdüklerin üzerinde 20 saniye bekletildi, sonrasında 5 saniye havayla inceltildi ve 10 saniye Elipar S10 (3M Espe) ışık cihazıyla polimerizasyonu sağlandı (Şekil-54).



Şekil 53-Güçük Yüzeylerine Fosforik Asit Uygulaması



Şekil 54-Scotchbond Universal Bonding



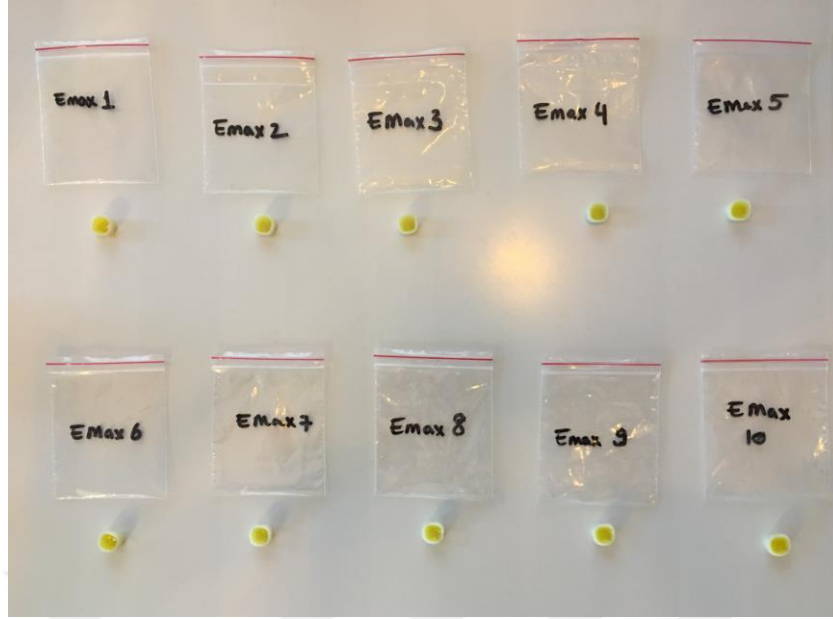
Şekil 55-Scotchbond Universal Etchant Asit

3.12.2. Cad/Cam Kuronların İç Yüzey Hazırlığı

İmalatçı firmaların önerdiği şekilde IPS e.max CAD ve Vita Enamic gruplarında simantasyondan önce seramik yüzeylerde silan ve hidroflorik asit uygulanması gerekmektedir. Bu işlem için %5'lik hidroflorik asit Ultradent Ceramic Etch (Ultradent) ve Monobond Plus (Ivoclar) silan ajanı kullanıldı (Şekil-56,57,58).



Şekil 56-Fosforik Asit Uygulaması



Şekil 57-Fosforik Asit uygulanmış IPS e.max CAD Örnekler

Hidroflorik asit restorasyonların iç yüzeyine uygulanırken, cilalı yüzeylere ve restorasyon kenarlarına değmemesine dikkat edildi. Sonra 60 saniye basınçlı suyla yıkandı ve 5sn basınçlı hava ile kurutma işlemleri uygulandı (Tablo-13).

Blok	Hidroflorik Asit Uygulama Süresi	Silan Ajanı Uygulama Süresi
IPS e.max CAD	60 saniye	60 saniye
Vita Enamic	60 saniye	60 saniye

Tablo 13-Hidroflorik Asit ve Silan Uygulanma Süreleri

inCoris Zirconia örneklerde, Densply Sirona firmasının önerisiyle, hidroflorik asit uygulaması zirkonya iç yüzeyini pürüzlendirmediği için uygulanmadı. Bununla beraber zirkonya örneklerle silan uygulaması da yapılmadı.

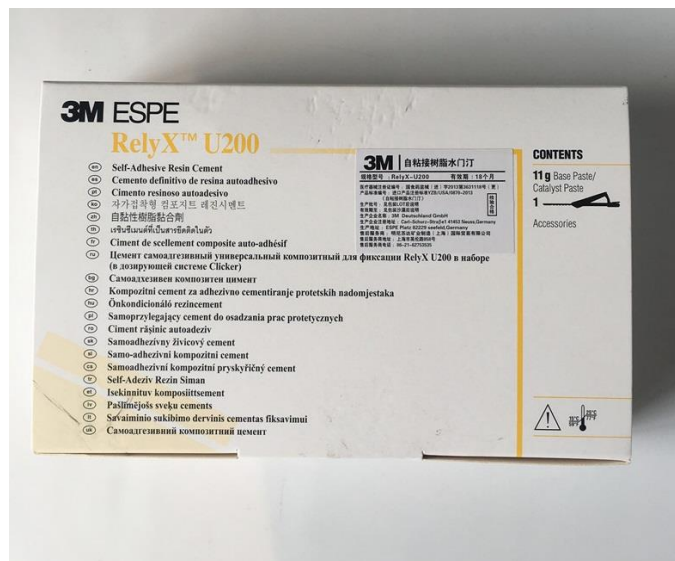
IPS e.max CAD ve Vita Enamic restorasyon iç yüzeylerine hidroflorik asit uygulaması sonrasında, seramiğin iç yüzeylerine mikrofirça kullanılarak ince bir tabaka silan uygulandı. Silanın içindeki alkolün uçması amacıyla 60 saniye beklendi (Tablo-13) (Şekil-58). Sonrasında 5saniye basınçlı hava spreyi kullanılarak kurutulma işlemi uygulandı.



Şekil 58-Mikrofirça ile İç Yüzeylere Silan Uygulanması

3.12.3. Reçine Siman Uygulanması ve Simantasyon

Simantasyon işlemi için rezin siman olan, hem kimyasal olarak hem de ışıkla polimerize olabilen RelyX U200 Clicker (3M Espe) kullanıldı (Şekil-59).

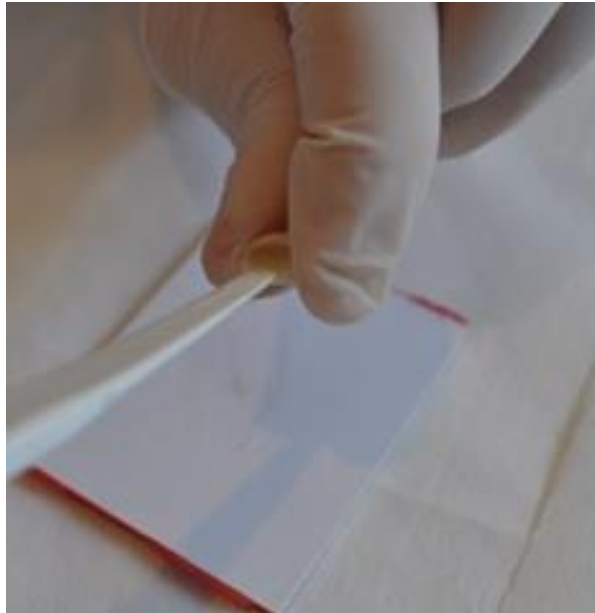


Şekil 59-RelyX U200 Siman

Base ve katalist oranları, ürünün clicker özelliği vasıtasıyla standardize edildi. Her bir kuron restorasyonunda kullanılmak için 1 click miktarda materyal karıştırma kağıdına sıkıldı. Spatül yardımıyla homojen bir kıvam alana kadar karıştırıldı ve kuronların içine uygulandı (Şekil-60,61).



Şekil 60-RelyX U200 Clicker

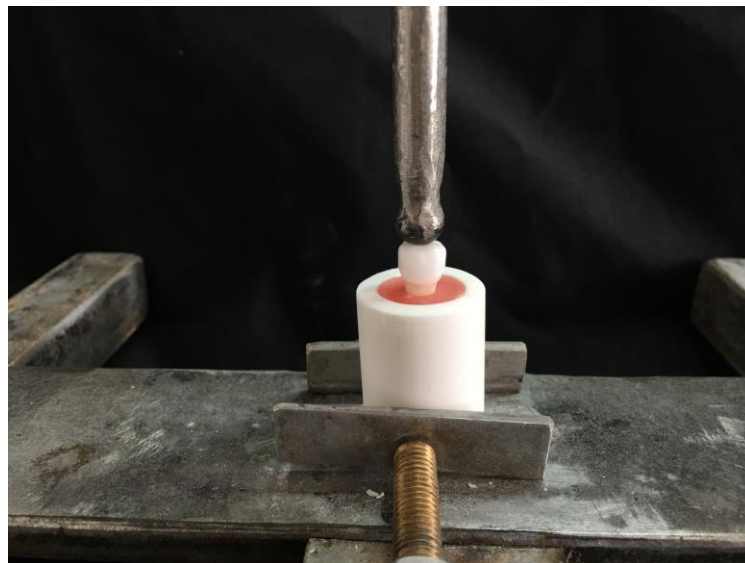


Şekil 61-Rezin sSimanın Restorasyona Yerleştirme İşlemi

Bütün restorasyonlarda simantasyon sırasında uygulanacak basıncın standardizasyonu için, çiğneyici yüzeyden 50 N sabit basınç yapan bir düzenek kullanıldı (Şekil-62,63). Örnekler düzeneğe yerleştirildikten sonra taşan simanlar temizlenip, 3M Elipar S10 Led Işık Cihazıyla 40 saniye polimerize edildi (Şekil-64,65).



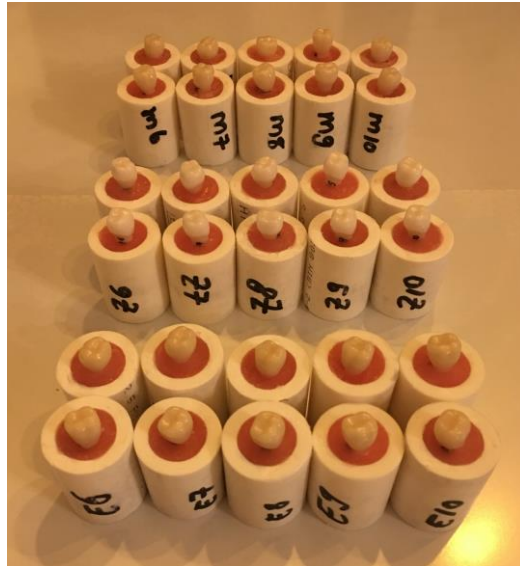
Şekil 62-Simantasyon Düzeneği



Şekil 63-Örneğin Simantasyon Düzeneğindeki Görüntüsü



Şekil 64-3M Elipar S10 Led Işık Cihazı



Şekil 65-Simantasyonu Tamamlanmış Örneklerin Görünümü

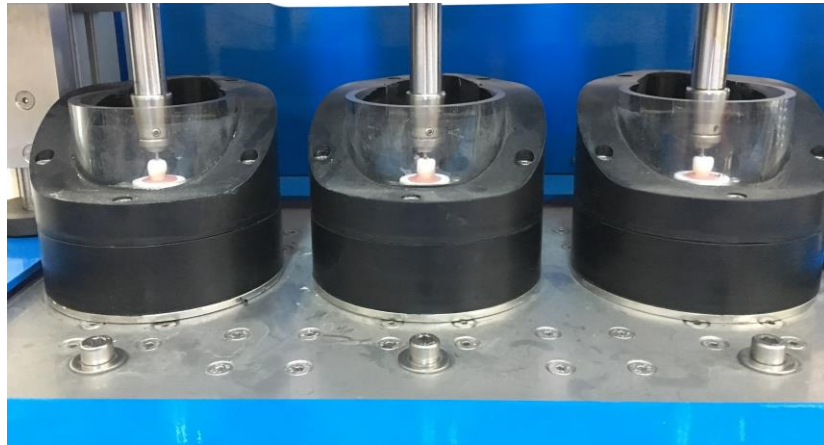
Simantaston sonrasında bütün materyaller, dual cure simanın ram olarak polimerizasyonu ve hidrasyonunu sağlamak için 5 gün boyunca 37°C distile suda bekletildi.

3.13. Yorma ve Aşınma Testinin Uygulanması

Güdüklere simante edilen kurlonlara, önce çiğneme simülatöründe aşınma ve yorma testleri, sonrasında yükleme ve koparma cihazında kırılma testleri uygulandı. Yorma deneyleri Esetron Mekatronik İki Akslı iğneme Simülatöründe gereleştirildi (Şekil-6,67).



Şekil 66-2 Akslı iğneme Simülatörü



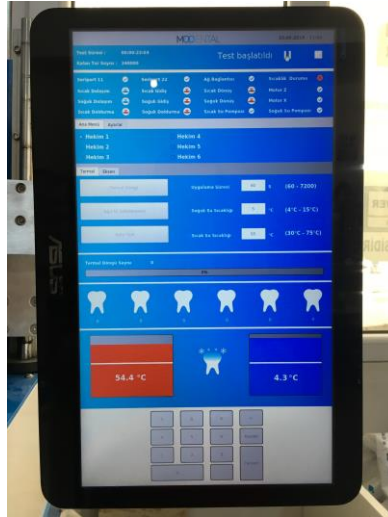
Şekil 67-Örneklerin iğneme Simülatörüne Konumlandırılması

Örnekler hazırlanırken kalıp olarak kullanılan sabit ölçeklenmiş plastik

borularımızın amacı, kuvvet absorbe edici etki sağlayabilmek ve deney sırasında akrilik tabanın herhangi bir hasara uğramasını engellemektir.

Cihaz toplamda 6 örneğe aynı anda çiğneme yaptırabilecek şekilde dizayn edilmiştir. Antagonist materyal olarak 2 mm çapında küre şeklinde paslanmaz çelik uçlar tercih edilmiştir. Antagonistin materyali, çalışmanın ıslak ortamda yapılmasından dolayı, karşıt materyalde meydana gelebilecek aşınmaları elimine etmek amacıyla paslanmaz çelik olarak seçilmiştir. Bu şekilde, sadece deney örnekleri üzerinde meydana gelecek değişikliklerin değerlendirilebilmesi amaçlanmıştır.

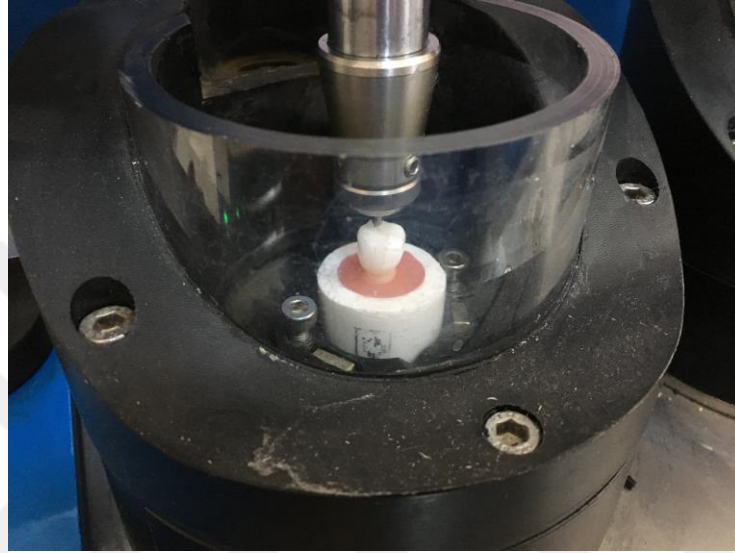
Deney sırasında, düzeneğin ağız ortamını tam anlamıyla taklit edebilmesi amacıyla, termal siklus sürekli devam etmiştir. Örneklerin içerisinde bulunduğu cam hazne 1'er dakikalık sikluslarla sırasıyla: 60 saniye sıcak su içinde, 60 saniye kuru ortamda, 60 saniye soğuk su içinde, 60 saniye kuru ortamda olacak şekilde sürekli devir daim halindedir. Sıcaklıklar 5°C-55°C arasında değişecek şekilde ayarlanmıştır. Sıcak ve soğuk su tanklarının sıcaklık seviyelerinin kontrolü, örneklerin siklus sayısı ve test sırasında kırılan örneklerin takibi için, kolay arayüzlü bir kontrol ekranına sahiptir (Şekil-68).



Şekil 68-Çiğneme Simülatörü Kontrol Ekranı

Antagonist çiğneyici ucun temas hızı, örneklerde herhangi bir darbe etkisi yaratmamak için hassas ayarda çalıştırıldı, temas anında hız sıfıra inecek şekilde ayarlandı (Şekil-69).

Seçtiğimiz örnek materyallerinin, ağız içinde uzun dönemde uğradıkları değişimlerin daha sağlıklı bir şekilde değerlendirilebilmesi için, çiğneme siklusu sayısı 5 senelik doğal çiğnemeye karşılık gelecek şekilde 1.000.000 ($n=10^6$) olarak belirlendi. Simülatörün çiğneme hızı ise, yine örneklerle gelebilecek temas darbesini minimuma indirmek amacıyla 1.7 Hz olarak ayarlandı.



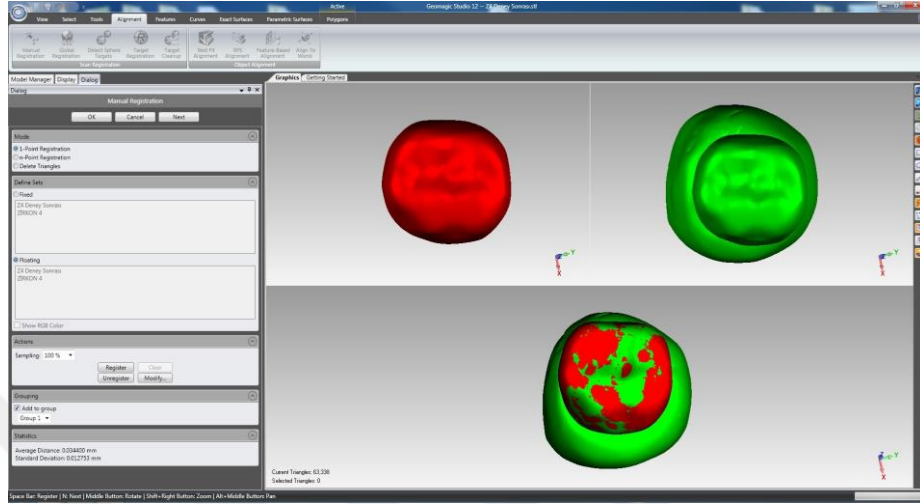
Şekil 69-Deney Örneğinin Konumlanması

2 mm çapındaki paslanmaz çelik antagonist kürenin çiğnemeyi maksimum taklit etmesi amaçlandı. İlk temas noktası santral fossanın distalinden başlayarak, distolingual tüberkülün triangular sırtı boyunca temasa devam eden 2 mm'lik bir yanal kayma ayarlandı. Çiğneyici uç distolingual tüberkül tepesine geldikten sonra uzaklaşıp, tekrardan santral fossada temasa geçecek şekilde hareket yolu sabitlendi. Çiğneyici ucun, deney örneğine temas emesinden, yanal kaymayı tamamlanmasına kadar ilerlediği yol boyunca uygulayacağı basınç 50 N olarak belirlendi.

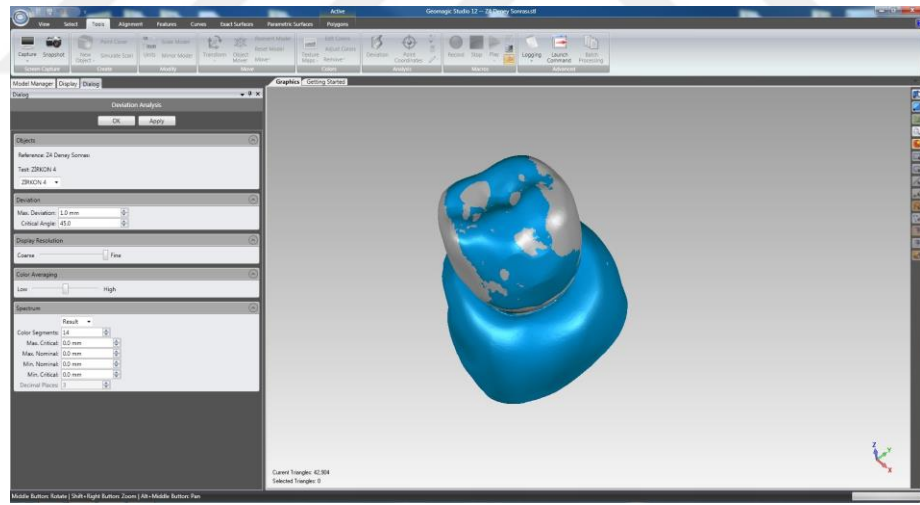
3.14. Yorma ve Aşınma Testi Sonrası 3D Tarama ve Çakıştırma

Çiğneme simülatörü deneyi sonrasında bütünlüğü bozulmayan örnekler, aşınma miktarlarının karşılaştırılması için akrilik tabanlardan ayrıldı, yüzeyleri basınçlı buhar makinasında temizlendi ve tekrardan 3D olarak tarandı.

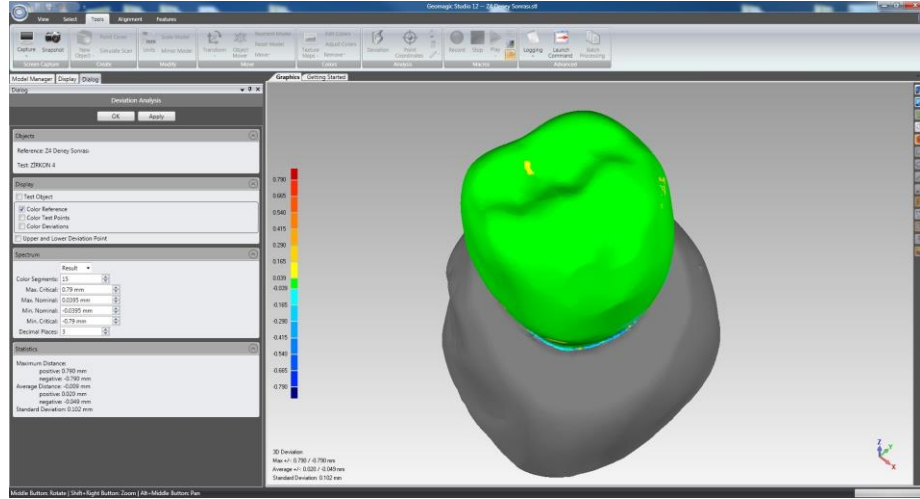
Deney öncesi ve sonrası taranan örneklerin 3 boyutlu veri kayıtları Geomagic Studio 12 yazılımı ile karşılaştırılıp, yüzeyde oluşan değişimler 20 µm hassasiyete kadar kayıt altına alındı (Şekil-70,71,72).



Şekil 70-Örneklerin 3D Çakıştırılma Basamağı 1



Şekil 71-Örneklerin 3D Çakıştırılma Basamağı 2



Şekil 72-Örneklerin 3D Çakıştırılma Basamağı 3

Örneklerde meydana gelen aşınma miktarları değerlendirilirken, test sonrası materyalde meydana gelen madde kaybının en derin olduğu nokta referans olarak alındı.

3.15. Yükleme ve Kırma Testi

Yorma deneyleri sonrasında akrilik tabanlardan ayrılan örnekler, tekrardan otopolimerizan akrilik kullanılarak yerlerine sabitlendi.

Hem yorma hem de kırma testleri Esetron Mekatronik bünyesindeki cihazlarda yapıldığı ve cihazların bağlantı tablaları aynı olduğu için, yorma testinde kullandığımız akrilik tabanlar yükleme testinde kullanacağımız cihaza da uyumluydu. Örneklerin yükleme ve kırma testleri Esetron Mekatronik Yükleme/Koparma cihazında gerçekleştirildi (Şekil-73).

Yorma testinden bütünlüğü bozulmadan geçmiş olan bütün örnekler kırılma noktalarına kadar yüklemeye tabi tutuldu. Cihazın ön tarafında bulunan dijital ekran üzerinden, örneklerin kırılma noktaları kayıt altına alındı (Şekil-74).



Şekil 73-Esetron Mekatronik Yükleme ve Koparma Cihazı

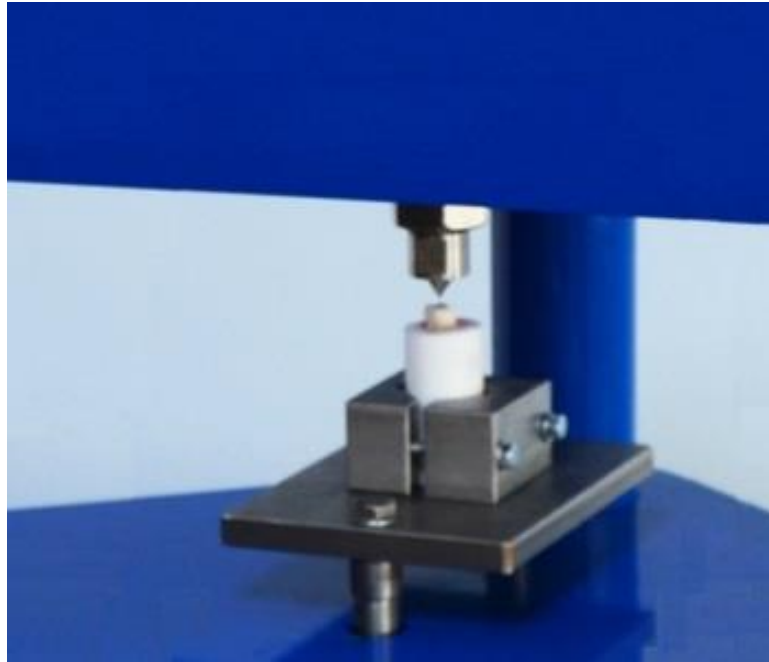


Şekil 74-Yükleme Cihazı Kontrol Ekranı



Şekil 75-Örneğin Cihaz İçinde Konumlandırılması

Yüklemeye testleri için, örneklerin santral fossa bölgesinden temas edecek şekilde, 4 mm çapında paslanmaz çelik küresel bir uç kullanıldı (Şekil-76). Deney sırasında sıfır Newton (N) ile başlayıp, örnekler başarısız oluncaya kadar yükleme değeri artırıldı. Örneklerin kırıldığı andaki yükleme değerleri, cihaz tarafından (N) cinsinden otomatik olarak kayıt altına alındı.



Şekil 76-Küresel Uç ve Örneğin Pozisyonlanması

3.16. Scanning Electron Microscope (SEM) İncelemerinin Yapılması

Örneklerin kırık tipi sınıflamalarının yapılmasından sonra, her bir gruptan belirli kırık tipi gözlenen kuronlardan bir tanesi seçilip, kırık hattının SEM görüntüleri değerlendirildi. Örneklerin mikroskoba girmesinden önce altın kaplama işlemi için Quorum Emitech SC7620, Laughton, UK cihazı kullanıldı (Şekil-77,78,79). Mikroskobun içine konumlandırılan örneklerin kırık yüzeylerinin, farklı büyütme ile incelenmesi yapıldı (Şekil-80,81).



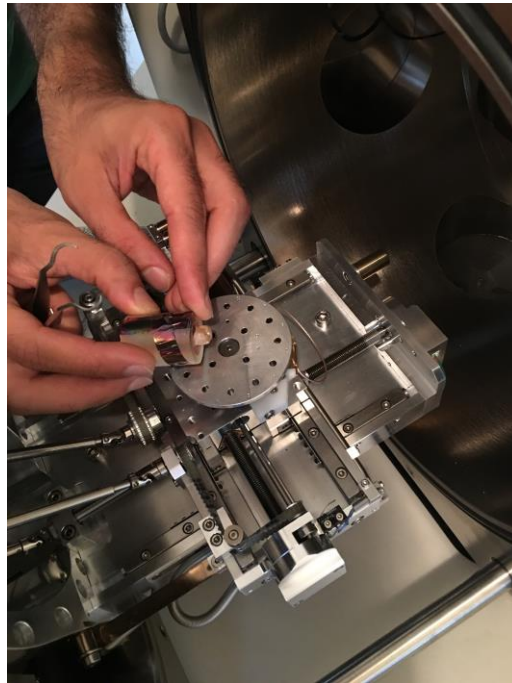
Şekil 77-Altın Kaplama Cihazı



Şekil 78-Kaplama İşlemi Öncesi Örnek Görüntüsü



Şekil 79-Altın Kaplama Yapılan Örnek



Şekil 80-Örneğin Elektron Mikroskobu İçinde Konumlandırılması



Şekil 81-Taramalı Elektron Mikroskobu

3.17. Kırık Şekli Analizi

Yorma ve kırılma dayanımı testleri sonrasında gruptaki kırık şekilleri değerlendirildi. Gruplarda gözlenen kırıkların şekilleri, Burke sınıflamasına uygun olarak gruplandırılmıştır (Burke 1995). Burke sınıflamasında tanımlanan kırıkların şekilleri şöyledir:

Tip I : Restorasyonda min. Kırık-çatlak görülmesi

Tip II: Restorasyonun yarıdan az boyutta bir kısmında kırılma

Tip III: Restorasyonun $\frac{1}{2}$ oranda ayrılması

Tip IV: Restorasyonda $\frac{1}{2}$ oranın üzerinde ayrılma

Tip V: Restorasyonla birlikte dişte kırık gözlenmesi

4. BULGULAR

4.1. Yorma ve Kırılm Dayanımı Testlerinin Verileri

Çalışmamız her biri 10 örnekten oluşmuş 3 grupta değerlendirildi. Bunlar; inCoris Zirconia (Grup 1), Vita Enamic (Grup 2), IPS e.max CAD (Grup 3) olarak adlandırıldı. Grupların aşınma değerlerinin mikro metre (μm) ve kırılma dirençlerinin (N) cinsinden değerleri ve standart sapmalar Tablo 14-15'te gösterilmiştir.

	Örnek Sayısı	Aşınma Ortalaması (μm)	Standart Sapma
Grup 1	10	17	5,62
Grup 2	10	469,6	67,19
Grup 3	10	271,7	68,77

Tablo 14-Yorma Testi Sonucu Oluşan Aşınma Miktarları

	Örnek Sayısı	Kırılma Ortalaması (N)	Standart Sapma
Grup 1	10	5132,3	201,75
Grup 2	10	1286,6	150,99
Grup 3	10	2522,2	203,22

Tablo 15-Kırma Testinde Örneklerin Başarısız Olduğu Yükleme Değerleri

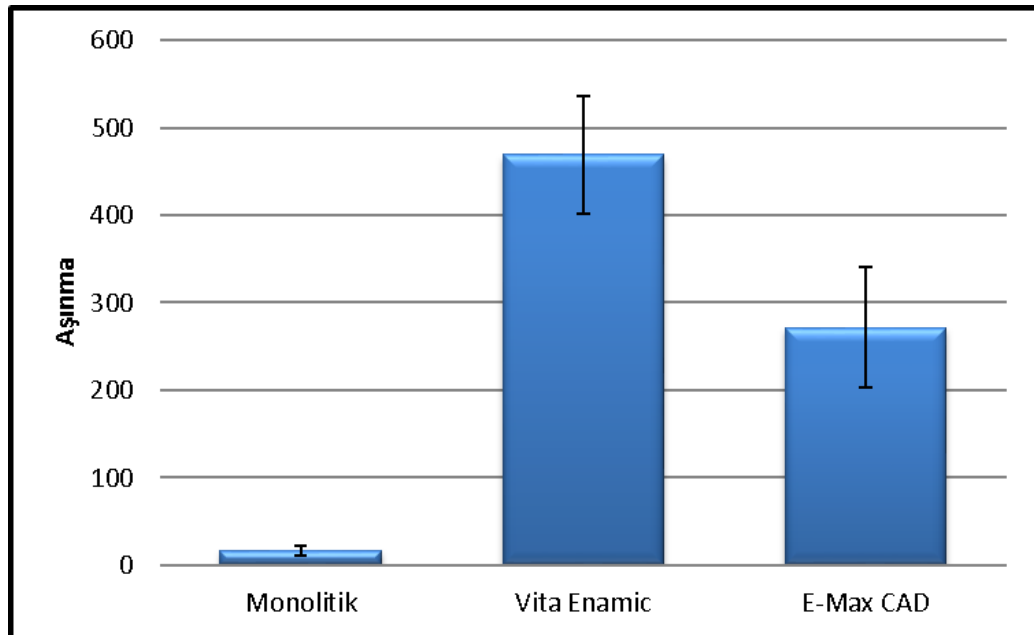
Çalışmada elde edilen bulguların değerlendirilmesinde, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışmada parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılım gösterdiği saptanmıştır. Parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi, grupların varyansları homojen ise Tukey HSD testi, homojen değil ise Tamhane's T2 testi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

Tablo 16-Aşınma Deneyi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Aşınma Deneyi	
	Ort±SS
Monolitik	17±5,62
Vita Enamic	469,6±67,19
E-Max CAD	271,7±68,77
p	0,000*
<i>Oneway ANOVA Test</i>	
* $p < 0,05$	

Tablo 17- Post Hoc Aşınma Deneyi Sonuçlarının Değerlendirmesi

Aşınma Deneyi	
	p
Monolitik/ Vita Enamic	0,000*
Monolitik/E-Max CAD	0,000*
Vita Enamic/E-Max CAD	0,000*
<i>Tamhane's T2 test</i>	
* $p < 0,05$	

**Şekil 82-Aşınma Değerleri Grafiği**

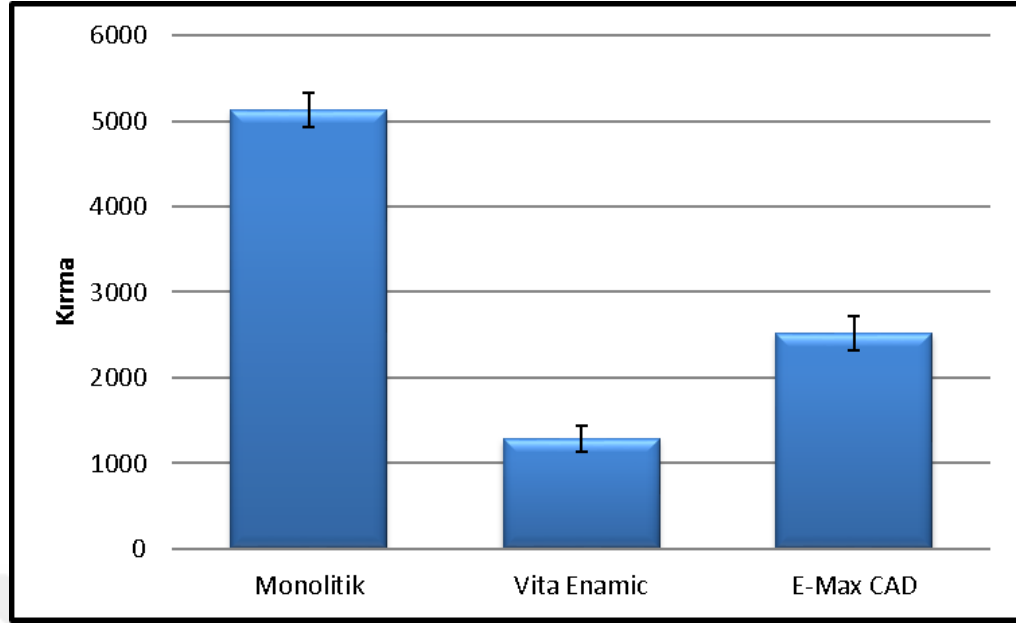
Gruplar arasında aşınma ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,000$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonrasında; Vita Enamic grubunun aşınma ortalaması, Monolitik ve E-Max CAD gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). E-Max CAD grubunun aşınma ortalaması, Monolitik grubundan anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo-16,17).

Tablo 18- Kırma Deneyi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Kırma Deneyi	
	Ort±SS
Monolitik	5132,3±201,75
Vita Enamic	1286,6±150,99
E-Max CAD	2522,2±203,22
p	0,000*
Oneway ANOVA Test	* $p<0.05$

Tablo 19- Post Hoc Kırma Deneyi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Kırma Deneyi	
	p
Monolitik/ Vita Enamic	0,000*
Monolitik/E-Max CAD	0,000*
Vita Enamic/E-Max CAD	0,000*
Tukey HSD test	* $p<0.05$



Şekil 83-Kırılma Değerleri Grafiği

Gruplar arasında kırma ortalamaları açısından da istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.000$; $p<0.05$) (Tablo 2). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonrasında; Monolitik grubunun kırma ortalaması, Vita Enamic ve E-Max CAD gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). E-Max CAD grubunun kırma ortalaması, Vita Enamic grubundan anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo-18,19).

Araştırmamızda deney örnekleri kırılma tipleri baz alınarak sınıflandırılmıştır. Bu yapmış olduğumuz sınıflamada kaynak olarak; Burke'in tam seramik materyaller için oluşturduğu kırık sınıflama sistemi kullanılmıştır. Grup 1 ve Grup 3'te en çok Tip V kırık gözlenmiş, Grup 2'de en çok Tip 1 kırık gözlenmiştir (Tablo-18).

Tablo 20-Gruplarda Gözlenen Kırık Tipleri

KIRIK TİPLERİ	GRUP 1 (inCoris Zirconia)	GRUP 2 (Vita Enamic)	GRUP 3 (IPS e.max CAD)
I	1	6	1
II	-	1	2
III	1	2	-
IV	1	1	2
V	7	-	5

Burke Sınıflaması:

Tip I: Restorasyonda min. Kırık-çatlak görülmesi

Tip II: Restorasyonun yarıdan az boyutta bir kısmında kırılma

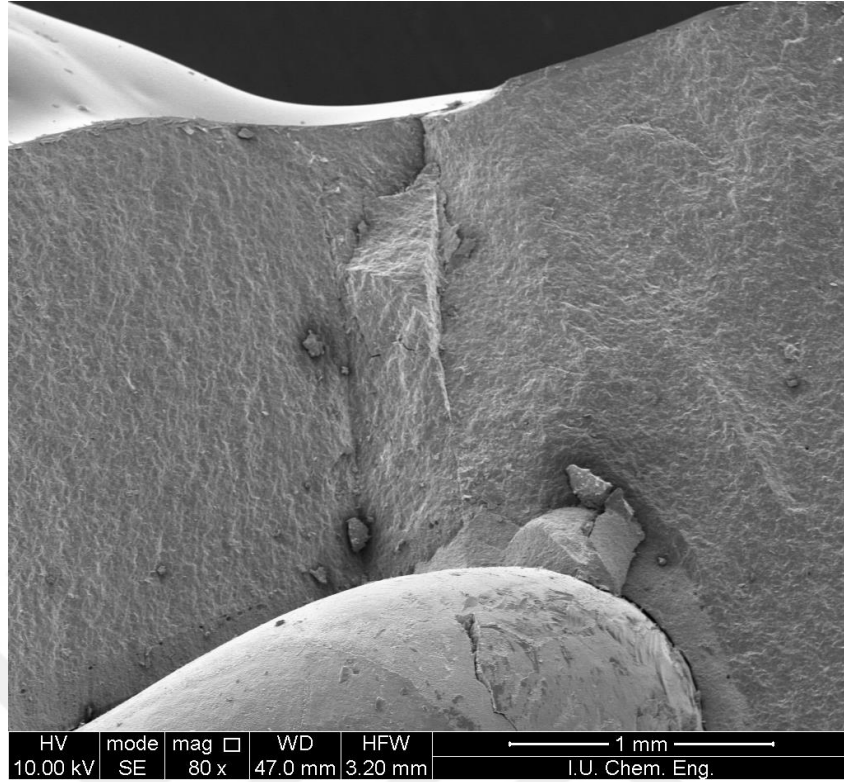
Tip III: Restorasyonun ½ oranda ayrılması

Tip IV: Restorasyonda ½ oranın üzerinde ayrılma

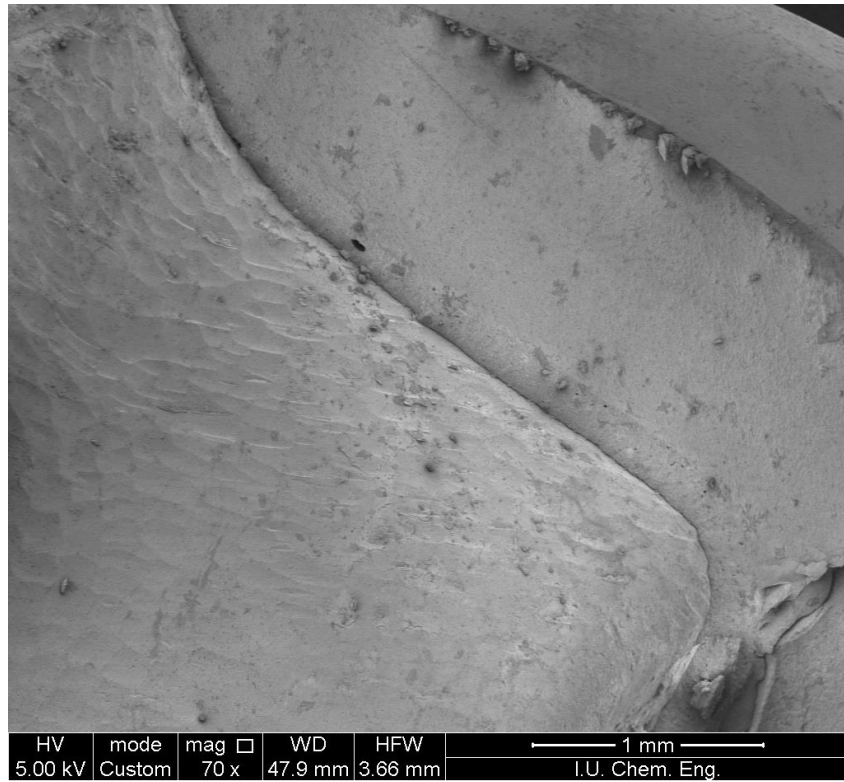
Tip V: Restorasyonla birlikte dişte kırık gözlenmesi

4.2. Sem Görüntüleri

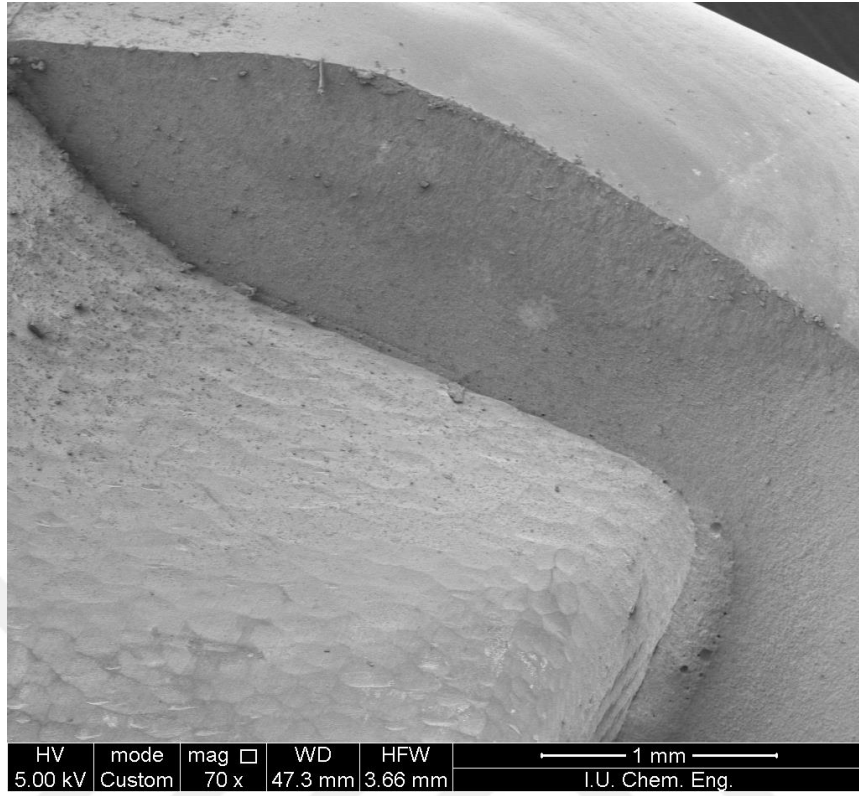
Çalışmamızda mekanik yorma testleri sonrasında, Burke sınıflaması kullanılarak örneklerin kırık şekilleri belirtilmiş ve bütün grupların spesifik kırık tiplerinden birer örnek seçilip elektron mikroskopunda değerlendirilmiştir.



Şekil 84-inCoris Zirconia Hattı SEM Görüntüsü



Şekil 85-IPS e.max CAD Kırık Hattı SEM Görüntüsü



Şekil 86-Vita Enamic Kırık Hattı SEM Görüntüsü

5. TARTIŞMA

Günümüzde yazılımsal destekle dizayn ve imalat yapan firmalar, protetik diş tedavi uygulamalarında da kullanım alanı bulmaktadır. Bilgisayar destekli tasarım ve kazıma cihazı sistemleri sayesinde optik freze, ölçü, tasarım aşamaları klinik ortamında gerçekleştirilerek, protezlerin aynı seans içinde bitirilebilmesi mümkün hale gelmiştir. Bilgisayar destekli bu cihazlarda kullanılabilen materyallerden başlıcaları; cam seramikler, akrilik reçineler, hibrit seramikler, kompozit reçineler ve metallerdir (Allen ve ark. 2003; Bindl ve Mörmann 2003; Bernhart ve ark. 2009).

Son dönemde kullanımı artan tam seramikler; biyouyumlu, uzun dönemde renk stabilizasyonuna sahip, aşınmalara karşı dirençli ve tatmin edici estetik özelliklere sahip materyallerdir. Bu üstün özellikleri sebebiyle CAD/CAM sistemlerindeki uygulamalarda da yoğun olarak kullanım alanı bulmaktadırlar. Bilgisayar destekli tasarım ve kazıma cihazı sistemlerinde kullanılmak için geliştirilmiş ilk jenerasyon tam seramik bloklar feldspatik seramik olarak piyasaya sürülmüştür. Feldspatik seramikler, tam seramiklerde saydığımız pozitif özelliklerin çoğuna sahip olmakla birlikte, gelen çiğneme kuvvetleri karşısında kırılmaya karşı olan dirençleri (150 MPa) yeterli değildir. Feldspatik seramiklerin içerisine lösit kristali ilave edilerek, oluşabilecek çatlakların büyümesinin durdurulabileceği, kuvvetlere karşı dayanıklılığın yükseltilebileceği düşünülerek, yapısı güçlendirilmiş cam seramikler materyalleri piyasaya sürülmüştür. İlgili seramiklerin kırılmaya karşı direnci ise 160 MPa civarındadır (Wolfart 2005). Kırılmalara karşı direncinin yükseltilmesi hedeflenerek üretilmiş başka bir cam seramik sistemi ise lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerdir. Kırılmaya karşı olan direnci 360 MPa seviyesine kadar yükselen bu seramiklerde; mevcut cam yapıdaki matriksin içinde homojen olarak dağılmış lityum disilikat kristali odakları meydana getirilerek dayanımının artırılması amaçlanmıştır (Höland ve ark. 2006). Yayınlanan çalışmaların bize gösterdiği; seramiğin kristal içeriği arttıkça, mekanik direncinin de aynı şekilde arttığı şeklindedir (Zeng ve ark. 1996; Borba ve ark. 2011).

Dental uygulamalarda kullandığımız tam seramik materyaller, doğal dişle karşılaştırıldığında daha rijit ürünlerdir. Daha elastik materyallere oranla, kuvvetler karşısında daha kırılğan bir davranış sergilerler (Craig 1989; Anusavice ve Brantley 2003). Restorasyon materyali ile doğal diş yapısının elastiki modülüsü ne

kadar yakın olursa, çiğneme kuvvetleri karşısında gelen yüklerin de o kadar dengeli bir şekilde dağılacığı öngörülmektedir. Bu nedenle, elastik modülüsü dişe yakın olarak bildirilen hibrit seramik bloklar piyasaya sürülmüştür (McCabe ve Walls 2008; Fasbinder 2010).

Hibrit seramik materyaller hem rezin hem de seramik kimyasal yapıya sahiptirler. Yapılarında bulunan rezin matriksin getirdiği özelliklerden dolayı elastik modülüsleri tam seramik materyallere nazaran daha yüksektir. Yapılarında bulunan seramik matriksten dolayı da aşınmaya karşı dirençleri kompozit içerikli rezinlere kıyasla fazladır (McCabe ve Walls 2008; Fasbinder 2010).

Literatürde feldspatik seramikler, lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin aşınma ve kırılma dirençleriyle ilgili yayınlanmış birçok araştırma bulmak mümkündür (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; Shahrbağ ve ark. 2014). Son dönemde geliştirilen hibrit seramik ve yttria stabilizeli zirkonya seramik blokların mekanik direncini değerlendiren ve bu materyalleri önceki jenerasyon materyallerle karşılaştırmalı olarak ele alan yeterince yayın bulunamamaktadır. Bu yönde çalışmamıza dahil edilen bloklar; lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS e.max CAD), hibrit seramik (Vita Enamic) ve yttrium stabilizeli zirkonya seramiklerdir (inCoris Zirconia). İlgili blok materyallerinden meydana getirilen kuron restorasyonlarına yorma ve kırılma deneyleri uygulandıktan sonra, her grupta gözlenen farklı tipteki kırık şekilleri elektron mikroskobu vasıtasıyla (SEM) değerlendirilmiştir. Çalışmada; tek seansta uygulanan CAD/CAM sistemlerinde, günümüzde yaygın olarak kullanım alanı bulan blok materyallerinin mekanik etkenler karşısında dayanımlarının değerlendirilebilmesi, elde edilen sonuçların doğrultusunda, pratikteki uygulamalara ve ilerleyen dönemlerde yapılacak araştırmalara fikir vermesi hedeflenmiştir.

Materyallerin yorma testleri sonrası mekanik özelliklerinin değerlendirildiği araştırmalarda, farklı sayılarda deney örneği görülmektedir. Harada ve ark. 5 adet, Preis ve ark. 8 adet, Rosentritt ve ark. 8 adet, Shahrbağ ve ark. 10 adet deney örneği kullanarak araştırmalarını gerçekleştirmişlerdir (Shahrbağ ve ark. 2014; Preis ve ark. 2015; Harada ve ark. 2016; Rosentritt ve ark. 2016). Kullanılan örneklerin sayılarının yetersiz kaldığı çalışmalarda, deneyler sonrası elde edilen verilerin istatistiksel olarak

analiz edilebilmesi için non parametrik testler kullanılmakta olup, bu testlerin gücü parametrik testlere göre zayıf kalmaktadır (Aktürk ve ark. 2013).

Yapılan çalışmanın gücü; deney gruplarının arasındaki farklılıkları ve ortak noktaları vurgulama duyarlılığı şeklinde tanımlanabilir. Örnek sayısının yetersiz olduğu araştırmalarda, çalışmanın gücü düşük olacağından, istatistiki değerlendirmelerden sonuçlar çıkarmak oldukça zor bir hale gelmektedir (Wassertheil-Smoller 2003; Simon 2006). Benzer durumları elimine etmek ve çalışmalarımızda grupların arasındaki oluşacak farkları anlamlı bir şekilde yansıtabilmek için ihtiyaç duyulacak örnek adedi, power analiz uygulamasıyla belirlenmiştir. Çalışmamızda, power analizi sonucu örnek sayısı her grup için $n=10$ olarak belirlenmiştir.

Seramiklerde ağız ortamını taklit ederek mekanik dayanımını inceleyen invitro olarak yapılan mekanik testlerde, deney örnekleri değişik boyut ve şekillerde hazırlanmaktadır. Bu deneylerde hazırlanmış olan örnekler, uniaksiyel uygulanan testlerde dikdörtgen formunda, biaksiyel uygulanan testlerde ise disk formunda geometrik şekiller olabildiği gibi, kırılma ve yorma direnci deneylerinde, ağızda bulunduğu şekliyle, anatomik diş yapısında oluşturularak da test uygulanabilmektedir (Oden ve Rowcliffe 1996; Pallis ve ark. 2004; Curtis ve ark. 2006). Çubuk, dikdörtgen veya disk gibi şekillerdeki çalışma örneklerinin hazırlanması ve deneyler öncesi standardize edilmesi, diş formunda hazırlanacak örneklerle karşılaştırıldığında çok daha basittir. Fakat; geometrik formda oluşturulan bu örnekler tam olarak doğal dentisyondaki anatomik yapıyı yansıtamamaktadır (Kern ve ark. 1993; Kelly 1999; Koutayas ve ark. 2000; Silva ve ark. 2012, Nicolaisen ve ark. 2014). Bu sebeplerden dolayı, çalışmamızda kullandığımız bütün deney örnekleri anatomik kuron formunda hazırlanmıştır.

Tam kuron restorasyonu şeklinde oluşturulan deney örneklerinin mekanik dirençlerinin değerlendirildiği yayınlarda, kesik diş formundaki güdük materyali olarak; reçine ve metaller kullanılmıştır (Hwang ve Yang 2001; Wood ve ark. 2006; Zahran ve ark. 2008; Akesson ve ark. 2009). Reçine ve metal materyaller; dökülebilme ve kalıp oluşturma gibi tekniklerle kolay bir şekilde düzenlenebilir olduklarından standardizasyonu ve hazırlığı daha rahat sağlanabilmektedir. Metal veya reçine materyallerden oluşturulan deney örneklerinde farklı mekanik nitelikler gözlenebilmektedir (Potiket ve ark. 2004; Bindl ve ark. 2006; Preuss ve ark. 2008).

Yapılmış çalışmalarda, tam seramiklerin mekanik dayanım miktarının, güdüğün oluşturulduğu materyalin elastiki modülüsünden dramatik olarak etkilendiği bildirilmiştir.

Scherrer 'in yaptığı bir çalışmada farklı elastiki modüllere sahip üç farklı güdük materyalinin, üzerlerine simante edilen seramiklerin mekanik mukavemetine etkisini incelemiştir. Araştırmanın sonuçlarında, güdük olarak kullanılan materyalin elastik modülüsü yükseldikçe kırılmaya karşı dayanımının da paralel olarak yükseldiğini belirtmişlerdir (Scherrer ve ark. 1993). Yücel ve ark. yaptıkları çalışmalarında ise, farklı yapıdaki güdük materyalleri kullanımının, seramiğin kırılmaya karşı direnci üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Sonuç olarak; nikel-krom dayanaklar üstüne simantasyonu yapılmış kuron restorasyonlarının, anlamlı miktarda yüksek kırılma direncine sahip olduğu, içeriği epoksi yapıda olan rezin güdüklerin bulunduğu grupta gözlenen kırılma dirençlerinin, güdük materyali olarak doğal dişlerin kullanıldığı gruba kıyasla daha fazla görüldüğü, fakat aralarında anlamlı bir fark bulunamadığı bildirilmiştir (Yücel ve ark. 2012).

Kırılma ve yorma dirençlerinin değerlendirildiği araştırmalarda, güdük olarak kullanılan dişlerin formu, boyutu, bulunduğu çenedeki lokasyonu gibi etkenler, deney örneklerini standardize etmek için önemlidir. (Torabzadeh ve ark. 2013; Akbarian ve ark. 2014; Nordahl ve ark. 2015).

Tam seramik sistemlerde diş preparasyonu ile ilgili yapılmış çalışmaların büyük kısmında 1-1,5 mm arasında 90 derece açılı şekilde hazırlanan epolman formunun verdiği sonuçların başarılı olduğu bildirilmiştir (McLean 1980; Friedlander ve ark. 1990; Shillingburg 1997). Yaptığımız çalışmayla benzer nitelikte olan, tam seramik kuron restorasyonlarının kırılma dirençlerinin değerlendirildiği çalışmalarda 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 Beschnidt (1998) 1,2 mm epolman kalınlığı uygulamışlardır. 1990 yılında Friedlande'in yaptığı çalışmada basamağın formunun, tam seramik restorasyonların kırılma direnci üzerine etkisini değerlendirdikleri araştırmanın sonuçlarına göre; dik açı formunda hazırlanan epolmana sahip kuronların, şevli preparasyon uygulanan kuronlarla karşılaştırıldığında daha iyi kırılma dirençleri gösterdikleri bildirilmiştir (Friedlander ve ark. 1990). Yapılan araştırmalarda ideal

preparasyonun sahip olması gereken taper açısının 6° - 15° şeklinde olması gerektiği belirtilmiştir.

Bazı çalışmalarda dik açılı basamak şekli savunulurken, Wilson'ın 94, McDonald'ın 2001 yılında yaptığı çalışmalarda, diş preparasyonunda gözden kaçan keskin köşe ve kenarların, bu alanlarda stres birikmesine neden olduğu ve sonucunda kırılmalara sebep olabileceği belirtilmektedir (Wilson ve Chan 1994; McDonald 2001). Cho'nun 2002'de yaptığı çalışmada, preparasyonun taper açısının, tam seramiklerin kırılma dayanımı üzerine etkisini değerlendirdikleri araştırmada; en çok kırılmanın görüldüğü grubun 6° taper açısıyla hazırlanmış kuronlar olduğu, taper açısındaki artmaya bağlı olarak, meydana gelen kırılmaların oranının azaldığı bildirilmiştir (Cho ve ark. 2002).

Tam seramiklerde yorulma parametrelerinin incelendiği çalışmalarda Friedlandar (1990) 10° - 20° , Potiket (2004) 6° - 8° , Strub ve Beschmidt(1998) 4° - 6° , Yoshinari (1994), Burke (1994), Corazza (2013), Dérand ve Heydecke (2002), Attia (2006) ve Chitmongkolsuk (2002) 6° taper açısına sahip diş preparasyonları uygulamışlardır. Tam seramik materyallerin kullanılacağı vakaların bazılarında, diş preparasyonu ile ilgili verilerde 4-6 mm arasında standart bir kuron boyu belirlenmiş dişlerin preparasyonu bu şekilde yapılmıştır (Chitmongkolsuk ve ark. 2002; Heydecke ve Dérand 2002; Potiket ve ark. 2004; Corazza ve ark. 2013). Çalışmaların bazılarında çiğneyici yüzeylerde 1-2 mm civarında aşındırma yapılmıştır (May ve ark. 1998; Strub ve Beschmidt 1998; Segal 2001; Goodacre ve ark. 2001; Bindl ve Mörmann 2005; Attia ve ark. 2006). Hazırlanan örneklerimizde, ilgili literatür bilgilerine paralel olarak, kesik diş formundaki güdüklerin vertikal kuron boyları 4 mm şeklinde belirlenmiştir. Belirlenen bu değer, doğal dişlerin orijinal anatomik şeklinin O-G: $6,74 \pm 0,12$ mm boyutları dikkate alındığında, ortalama olarak 2 mm oklüzal preparasyona uygun olacak şekilde kararlaştırılmıştır. Kesik diş formundaki güdüklerin mesiodistal mesafesi 4mm, bukkolingual mesafeleri 6 mm olacak şekilde sabitlenmiştir. Güdüklerin tamamının 6° taper açısına sahip, keskin kenarlara ve köşelere sahip olmayacak bir şekilde dijital ortamda dizayn edilmiştir.

Kimyasal yapıları farklılık gösteren tam seramik materyallerin kırılma dirençlerinin karşılaştırmasının yapıldığı araştırmalarda, güdüklerin prepearasyon şeklinin farklılık göstermesi, deneylerden elde edilen verilerde farklılıklar oluşturmakta

ve bunun sonucu olarak da materyallerin arasında sağlıklı bir şekilde değerlendirme yapmayı zorlaştırmaktadır. Mörmann 1998 yılında yaptığı araştırmada, değişik çiğneme yüzeyi ve boyutlarda yapılan diş kesimlerinin, üzerine yapılacak restorasyonun kırılma direncini direkt olarak etkilediği bildirilmiştir. (Mörmann ve ark. 1998). Jalalian'ın 1998 yılında yaptığı çalışmalarında ise uygulanan epolman şeklinin, kuron protezinin kırılmaya karşı direnci üzerinde anlamlı seviyede etkin olduğu bildirilmiştir (Jalalian ve ark. 2011).

Bunlardan dolayı, yapılacak in vitro araştırmalarda kullanılacak güdük şeklinin standardizasyonunun yapılması önemlidir (Burke ve Watts 1994; Burke 1996; Castelnovo ve ark. 2000).

Üzerine kuron dizayn edilecek preparasyonların standart bir şekilde hazırlanmış olması, üst yapıda standardizasyon elde edilmesi için de büyük önem taşımaktadır. Yapılan araştırmalarda güdük şekillerinin değişik tekniklerle standardizasyonu sağlanmaya çalışılmıştır. İlgili tekniklerde yapılan preparasyon metodları; hekimin güdükleri elde hazırlaması ve paralelometreye bağlanan aeratör yardımıyla bir düzenek üzerinde kesimlerin yapılması şeklinde gerçekleştirilmiştir (Krejci ve ark. 2003; Potiket ve ark. 2004; Belli ve ark. 2005; Bindl ve ark. 2005; Palin ve Burke 2005).

Güdüklerin elde prepare edilmesi, işlem sırasında dijital kumpaslar ve ölçümler yapılmasına rağmen, deney örneklerinin taper açısı, oklüzyon morfolojisi ve boyutlarının standartizasyonu çok zordur (Ortega ve ark. 2004; Palin ve Burke 2005). Paralelometre yardımıyla aeratörle yapılan kesimlerde, standart bir taper açısı elde edilebilmektedir, fakat diğer anatomik komponentlerde standardizasyon sağlamak yine tam olarak mümkün olmamaktadır. (Mota ve ark. 2003; Bindl ve ark. 2005).

Çalışmamızda tamamen dijital ortamda Exocad üzerinden dizayn edilmiş standart güdük formu üzerine, yine dijital ortamda Cerec ile dizayn edilmiş birbirleriyle standart, anatomik kuronlar kullanılmıştır

Tam seramik sistemlerin kırılma dayanımı, yapılacak restorasyonun kalınlığıyla bağlantılıdır. Nordahl'ın yaptığı araştırmada farklı kalınlıkları olan anatomik kuron restorasyonu şeklinde oluşturulmuş ve lityum disilikat ve zirkonya kuronların kırılmaya karşı dirençleri incelenmiştir. İki materyalde de, restorasyon kalınlığının artmasının, kırılma direncini pozitif yönde etkilediği bildirilmiştir (Nordahl ve ark. 2015).

Seydler'in 2014'te yayınladığı araştırmada farklı kalınlıklara sahip lityum disilikat restorasyonlarının kırılma dayanımını incelemişler, restorasyonun kalınlığının 1 mm'den az olduğu durumlarda kırılma direncinin dramatik bir şekilde düştüğünü bildirmişlerdir (Seydler ve ark. 2014). İlgili araştırmaların sonuçlarına paralel olarak mekanik testlere tabi tutulacak örneklerin materyal kalınlığı ve şekillerinin maksimum seviyede standart hale getirilmesi, anlamlı sonuçlar elde etmek için büyük önem taşımaktadır.

Çalışmamızda güdük dizaynının standardize edilmiş olması sayesinde, tekrar bir taramaya gerek kalmadan Sirona Cerec sistemi üzerinde kuron dizaynı oluşturulmuştur. Sonrasında yapılan dizayn sisteme kaydedilmiş, kalan 29 örnek de bu şablona uygun olarak freze edilmiştir.

Birçok çalışmada simantasyonun adeziv sistemle yapılmasının tam seramik materyaller kullanılan restorasyonların fiziksel dirençlerini ciddi şekilde arttırdığı bildirilmiştir (White ve ark. 1995; Ogunyinka 2000; O'Brien 2002; Shor ve ark. 2003). Rezin simanların baskıya karşı dayanımı, konvansiyonel simanlara göre ortalama 3 kat daha yüksektir. Buna paralel olarak, gelen çigneme kuvvetlerine karşı restorasyon altında iyi bir destek yaratmaktadır. Bununla birlikte, adeziv reçine materyallerin, seramik iç yüzeyi ile arasında oluşan kimyasal ve mikromekanik bağlantı da baskı direncini büyük oranda artırmaktadır (Bindl ve ark. 2005; Türkoğlu ve ark. 2010). Attia'nın 2006 senesinde doğal dişler kullanılarak uyguladığı deneylerde, konvansiyonel ve adeziv metotlarla simante edilen feldspatik restorasyonların kırılma dirençlerini karşılaştırmıştır. Çalışmanın sonucunda, adeziv teknik kullanılarak yapılan simantasyon işleminin, konvansiyonel sistemle yapılabildiğine göre, kırılmaya karşı direnç değerlerini anlamlı seviyede yükselttiği bildirilmiştir (Attia ve ark. 2006). Borges'in 2009 yılında yaptığı araştırmada, farklı kimyasal içeriklere sahip tam seramik sistemlerinde, rezin içerikli modifiye cam iyonomer ve rezin simanlar kullanılmış, yapıştırma işlemi sonrasında da kırılmaya karşı dirençleri karşılaştırılmıştır. Çalışma sonuçları; rezin siman kullanılarak yapıştırılan örneklerde kırılma dirençlerinin anlamlı şekilde yüksek olduğu bildirilmiştir (Borges ve ark. 2009). Yapılmış çok sayıda araştırmada adeziv teknikle yapılan simantasyonun tam seramik materyal kullanılan restorasyonlarda mekanik mukavemeti yükselttiği şeklinde fikir birliği vardır (Bindl ve ark. 2006; Otto ve Schneider 2008; Shahrabaf ve ark. 2014). Bu verilere paralel olarak,

araştırmamızda freze ettiğimiz kuron restorasyonlarının simantasyonunda RelyX U200 rezin siman kullanılmıştır.

Tam seramik restorasyonlarda seramik iç yüzeylerinde reçine siman ile oluşacak, kimyasal ve mikro mekanik bağlantıyı artırmak amacıyla bazı ön hazırlık işlemleri uygulanmaktadır. Yüzey işlemleri hidroflorik asit ve silan uygulaması olarak iki aşmalı olarak incelenebilir. Asit uygulaması sayesinde seramiğin camsı ve kristal yapısı, poröz bir yüzey haline gelir.

Bu şekilde mekanik olarak simanın bağlanacağı yüzey alanı ve ıslanabilirlik de artırılmış olmaktadır. Silan uygulaması ise silika bazlı olan seramiklerde hidrojen ve kovalent bağların ortaya çıkmasını sağlayarak, rezin siman ile bağlanmada önemli bir rol oynamaktadır.

Silan seramik yüzeydeki silisyum dioksit ve rezin organik matriksine bağlanabilen bifonksiyonel yapıda bir moleküldür. Silan bağlayıcı ajanların içinde belli oranda zayıf asitler barındırdığından, seramiğin iç yüzeyinin ıslatılabilirliğini de yükseltmektedir (Della Bona ve ark. 2007; Jetli ve ark. 2015). Bu sonuçlara paralel olarak çalışmamızdaki IPS e.max cad ve Vita Enamic gruplarda, seramik iç yüzeylerde silan ve hidroflorik asit uygulaması yapılmıştır. Materyallerin kuron iç yüzeyine uygulama süreleri, farklı yapıdaki seramikler için üretici firmaların uygun gördüğü şekilde gerçekleştirilmiştir. inCoris Zirkonya grupta ise, üretici firmanın uyarısı doğrultusunda, asitleme işleminin adeziv etkiyi artırmadığı belirtildiği için asitleme ve silan uygulamaları yapılmamıştır. Bunun yerine monolitik zirkonya restorasyonların iç yüzü kumlamaya tabi tutulmuştur.

Tam seramik restorasyonlarda simantasyon işleminde, ışıkla polimerize olan ve dual polimerize olan (hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan) simanlar kullanılabilir. Rezin siman materyallerinin mekanik mukavemetleri, polimerizasyonuna bağlı olarak değişebilmektedir. Sadece ışık kullanılarak polimerize edilen simanlarda, üst yapı materyalinin kalınlığı veya ışık geçirgenliğinin olmaması sonucu led ışık geçirmemesi, simandaki polimerizasyonu negatif olarak etkilemektedir. (Jung ve ark. 2006; Ilie ve Simon 2012; Rohr ve ark. 2015). Sadece ışık kullanılarak polimerizasyonu sağlanan bu tip simanlarda ortaya çıkabilecek ilgili düzensizliklerin yaşanmaması için, araştırmamızda dual cure sistemle, hem ışıkla, hem de kimyasal olarak kendi kendine polimerize olabilen RelyX U200 reçine siman tercih edilmiştir.

Hazırlanmış olan anatomik kuron restorasyonlarını simantasyonu yapılırken, güdükler üzerine yerleştirme esnasında uyguladığımız el basıncı, örneklerin arasında siman kalınlığı farklarına sebep olabilmektedir. Önceki yıllarda yayınlanmış çalışmaların bir kısmında örneklerle sabit bir şekilde belirlenmiş basınç değeri altında simantasyon yapılırken, bir kısmı da parmak basıncı altında simante edilmiştir. Parmak basıncını uygulayan kişi aynı hekim olsa bile, simantasyonun ilk anında uygulana basınç ile ilerleyen dakikalarda uygulanan basıncın arasında ciddi farklar olduğu gözlenmiştir. Ayrıca hastalar arasında da, hekimin yorgunluğu veya o günkü psikolojisi doğrultusunda basınç fakları gözlenebilmektedir. (De Freitas ve ark. 1979; Gorodovsky ve Zidan 1992; Wang ve ark. 1992; Chieffi ve ark. 2007). White 1992 senesinde yaptığı araştırmada simantasyon basıncının artmasının kuron-diş arasındaki siman kalınlığını azalttığını bildirmişlerdir (White ve ark. 1992).

Amoore 1993 yılında yaptığı çalışmada, 5 adet hekime parmak basıncıyla simantasyonlar yaptırmıştır. Çalışmanın sonuçlarında, basınçların 60N civarın başladığı, ancak dakikalar içinde 20-30N seviyelerine kadar gerilediğibildirilmiştir. Black ve Amoore 1993. Yapılmış olan çalışmalar doğrultusunda, araştırmamızda örneklerin simantasyonu yapılırken sabit şekilde 50N basınç uygulayabilen basit bir sistem kullanılmış, bütün deney örneklerinin simantasyon işlemi aynı basınç altında gerçekleştirilmiştir.

Seramik örneklerde mekanik testler sırasında meydana gelen kırılmalar, fragtografik teknikler kullanılarak karşılaştırılabilir. Fragtografik değerlendirmeler kırığın başladığı noktanın belirlenmesi, çatlağın nasıl ilerlediğinin saptanması ve kırık oluşma mekanizmasının değerlendirilmesi için önemlidir. (Kanat ve ark. 2014; Nicolaisen ve ark. 2014; Shembish ve ark. 2015). Yayınlanmış araştırmalarda fragtografik analizler farklı tekniklerle yapılabilmektedir. Bu teknikler arasında en çok kullanımda olanlar; elektron mikroskobu (SEM), stereo mikroskop ve enerji dağıtım spektrometrisidir (EDS) (Preis ve ark. 2015; Öilo ve ark. 2016; Rosentritt ve ark. 2016; Shembish ve ark. 2016). Yapılan deneylerde kırılan materyal yüzeylerinin incelenmesi için taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılmıştır.

Literatürlerde, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin, diğer cam seramik sistemlere göre daha üstün kırılma direncine sahip olduğu çok sayıda araştırmayla desteklenmiş ve kabul edilmiş bir görüştür. İlgili seramikler kimyasal

yapısında %70 oranında 0,5-4 µm boyutunda lityum disilikat kristalleri bulundurur (Anusavice ve Philips 2003; Pagniano 2005; Rosenstiel 2006).

Guazzato ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada iğne formunda olan lityum disilikat kristallerinin başlangıç seviyesindeki çatlağın yönünü değiştirip kırılma direncini arttırdığı bildirilmiştir (Guazzato ve ark. 2004). Başka bir çalışmada Seghi ve Sorensen ise çatlak yönünün değişmesiyle, çatlağın büyümesine etki eden streslerin azaldığını, buna bağlantılı olarak da çatlağın ilerlemeye devam etmediğini bildirmişlerdir (Seghi ve Sorensen 1995). Della Bona'nın 2004 yılında yaptığı çalışmada, farklı kristal yapıları olan 4 değişik cam seramiği karşılaştırmışlardır. Araştırmanın sonuçlarında; lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin iyi seviyede kırılma direnci gösterebilmesinin, sadece yüksek kristal yapı ile açıklanamayacağı, lityum disilikat kristallerinin cam matriks içerisinde homojen bir şekilde dağılmış olmasının da bu yapı için önem teşkil ettiği bildirmişlerdir (Della Bona ve ark. 2004).

Araştırmamızda ilgili yayınlar doğrultusunda, cam seramik grup olarak IPS e.max CAD materyali tercih edilmiştir.

Çalışmamızın, deneyler sonrası meydana gelen kırık tipleri sınıflamasında, sırasıyla en yüksek değerlerde kırılma direnci gözlenen gruplar olan inCoris Zirconia ve IPS e.max CAD örneklerde, en çok Tip V kırık gözlenmiştir.

Weiqiang'ın 2014 yılında yayınladığı araştırmasında, kullanılan farklı simantasyon materyallerinin IPS e.max CAD bloklardan hazırlanmış onley, inley ve kuron restorasyonlarının kırılmaya karşı direncine etkisini değerlendirmiştir. Araştırmanın sonuçlarında, kullanılan siman materyalinin arasında, oluşan kırık tipiyle ilgili bir fark olmadığı, bütün restorasyonlarda genel olarak Tip V formda katastrofik şekilde kırılma gözleendiği bildirilmiştir. (Weiqiang ve ark. 2014). Bergamo'nun 2016 yılında yaptığı araştırmasında, kullanılan mololitik zirkonyum kuron protezlerinin hepsinde, Tip V kırık gözleendiği bildirilmiştir. Sun'ın 2014 yılında yaptığı çalışmada, Liİ içerikli seramikler ve monolitik zirkonlarda karşılaşılan kırık tipi şekli olarak Tip V kırıkları bildirmişlerdir. Yapılan araştırmalara paralel olarak, deneylerimizde benzer şartlarda testlere tabi tutulmuş, LiDi içerikli seramikler ve zirkonya gibi yüksek mekanik direnç gözlenen monolitik restorasyonlarda büyük çoğunlukta Tip V şekilde katastrofik tipte kırılmalar görüldüğü, bununla birlikte çalışmalarda da açıklandığı şekilde; elastik modülü yüksek olan rijit materyallerde stresin materyal üzerinde

dağılmaması, direkt şekilde diş ve restorasyonun ara yüzüne aktarması sebebiyle katastrofik Tip V kırıklara sebebiyet verdiği bildirilmiştir (Asmussen ve ark. 1999; Manocci ve ark. 1999).

Tam seramikler yüksek elastikiyet modülüsü gözlenen rijit materyaller olmaları nedeniyle, yüksek çiğneme kuvvetleri karşısında kırılma davranış göstermektedir. Bu durumun önüne geçilebilmesi amacıyla, piyasaya elastik modülüsü daha az, haliyle esnek yapıda olan materyaller çıkmıştır. (Craig ve ark. 2000; Fasbinder 2010b). Güncel olarak piyasada olan bu amaçla üretilmiş materyallere Vita Enamic blokları örnek gösterebiliriz. Hibrit blok olarak tabir edilen bu jenerasyon, içerik olarak hem seramik hem de reçine matriksi bulundurmakta olup, bu sayede elastiki modülüsün düşürülerek, doğal dişlere daha yakın bir değere getirilmesi amaçlanmıştır. (McCabe ve Walls 2008; Fasbinder 2010b; Coldea ve ark. 2013).

Vita Enamic içinde bulunan organik reçine matriks %14 oranında, inorganik seramik matriks ise %86 oranındadır Della Bona ve ark. 2014; Lim ve ark. 2016. Güncel teknolojiler sayesinde resin matriksin ve inorganik matriksin birbirleri içersinde daha homojen şekilde yayılması sağlanabilmektedir. Miller ve Shenoy'ın yaptıkları çalışmada materyallerin partikül boyutunu nano değerlere düşürdükçe, elastiki modülüsün azaldığını bildirmişlerdir (Miller ve Shenoy 2000).

Çalışmamızda resin içerikli Vita Enamic örneklerimizin büyük bir kısmında kuron çatlağı formunda görülen tip I kırık gözlenmiştir. Vita Enamic materyalinin düşük elastik modülüne sahip olan diğer bloklara nazaran daha esnek yapıda materyaller olması sebebiyle katastrofik kırıklardan ziyade bu formda görülen bir kırılma davranışı sergilediği düşünülebilir. Vita Enamic'in elastik modülü 30 GPa olarak bildirilirken, cam seramiklerin ortalama elastik modülü 55 GPa'dır (Homaei ve ark. 2016; Zhang ve ark. 2016). Rohr ve ark.'nın yaptığı çalışmadan, Vita Enamic'te gözlenen polimer ve seramik kimyasal yapıdaki matriks arayüzünün çatlağın ilerleme doğrultusunu saptırarak, gelen çiğneme kuvvetlerin kuron üzerinde homojen olarak dağılımını sağladığı, bu sayede kırılmaya karşı direncinin yükseldiğini bildirmişlerdir. Bahsettiğimiz bu sebeplerden dolayı, feldspatik ve hibrit seramiklerin farklı şekilde kırılma tipleri sergileyebileceği ve oluşabilecek çatlak şekillerinin farklı formlarda oluşabileceği vurgulanmıştır. (Rosentritt ve ark. 2016). Zhawi'nin 2016 yılında yaptığı araştırmanın sonuçlarında Vita Enamic bloklardan üretilen kuronlarda gözlenen kırılma

şeklinin, kuronda oluşan çatlak formunda seyredildiği, Tip I formda kırık şeklinde bildirmekte, bildirilen bu sonuç çalışmamızda elde ettiğimiz verileri doğrular niteliktedir (El Zhawi ve ark. 2016).

Çalışmalarda LiSi içerikli seramiklerde ve monolitik zirkonya gibi yüksek dirence sahip materyallerle hazırlanan restorasyonlarda Tip V kırık gözlenme ihtimalinin daha fazla olduğu bildirilmiştir. Daha düşük mukavemete sahip dental seramik materyallerde Tip V kırıklara daha az rastlandığı, parçalı kırık şeklinde görüldüğü bildirilmiştir (Weiqiang ve ark. 2014; El-Damanhoury ve ark. 2015).

Çalışmamızda da bu araştırmalarla paralel bir şekilde inCoris Zirconia ve IPS Empress CAD gruplarında en çok Tip V şeklinde katastrofik kırık gözlenmiştir. Kırılma direnci üzerine yapılmış araştırmalarda farklı kimyasal yapıdaki seramik materyallerde, birçok komponentin etkisi sonucu değişik kırık şekilleri karşımıza çıkmaktadır.

Materyallerin kırılma şekillerinde görülen bu farklılıklar; seramik materyalin kimyasal yapısı, fiziksel mukavemeti, dişle arasında oluşan adeziv bağların şiddeti ve de elastiki özellikler şeklinde çok sayıda faktörle bağlantılı olarak farklılık gösterebilmektedir.

SONUÇ

1. Kırılma direncini etkileyen komponentler arasında kristalize yapı içerisindeki kristalin büyüklüğü, miktarı ve dağılımındaki homojenlik kırılmaya karşı olan dayanıklılığı etkilemektedir. Çalışmada kullandığımız tam seramiklerin materyallerin kırılma dirençleri sıralaması yüksekten düşüğe şu şekildedir; inCoris Zirconia, IPS e.max CAD, Vita Enamic.

2. Yeni geliştirilen Y-TZP seramikler en düşük aşınma değerlerine sahip olup, geleneksel lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır.

3. Çalışmamızda yüksek dirençli tam seramik materyalleri inCoris Zirconia ve IPS e.max CAD örneklerde katastrofik kırık tipi gözlenmiştir.

4. Hem seramik hem reçine matriks bulunduran Hibrit Vita Enamic blokların yüksek dirençli tam seramik materyallerinden (inCoris, e.max) daha düşük aşınma ve kırılma dayanımına sahip olduğu saptanmıştır.

5. Hem seramik hem reçine matriks bulunduran hibrit seramiklerde gözlenen kırık şekilleri değerlendirildiğinde, yüksek oranda Tip I kırık şeklinde adlandırılan çatlak hattı şeklinde, parçalanma oluşmayan kırıkların meydana geldiği gözlenmiştir.

6. Çalışmamızda elde ettiğimiz bütün sonuçlar değerlendirildiğinde, deneylerde kullanılan bütün tam seramik materyallerin ideal çiğneyici yükleri taşıyabilecek dirence sahip olduğu sonucuna varmak mümkündür. Fakat, mekanik dayanım, vakaya göre kullanılacak bloğun seçilmesi esnasında tek başına anlamlı olamayacağından, endikasyon tipi esas alınarak, farklı yapıdaki blok materyalleri tercih edilebilmektedir. Hibrit matriks içerikli Vita Enamic gibi yeni geliştirilen blokların uzun dönemde göstereceklerini mekanik değişimlerin invivo ve invitro araştırmalarla analiz edilmesiyle, ilgili materyallerin kullanım alanları ve geliştirilmesine yönelik daha detaylı bulgulara ulaşılabileceği beklenmektedir.

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*, 1151, 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*, 263, 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*, 367, 516-523.

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*, 72, 112.

Albakry, M., Guazzato, M., & Swain, M. V. 2003. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *Journal of dentistry*, 313, 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*, 711, 99-107.

Albrecht, T., Kirsten, A., Kappert, H. F., & Fischer, H. 2011. Fracture load of different crown systems on zirconia implant abutments. *dental materials*, 273, 298- 303.

Allen, K. L., Schenkel, A. B., & Estafan, D. 2003. An overview of the CEREC 3D CAD/CAM system. *General dentistry*, 523, 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.

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*, 76, 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*, 296, 661.

Asmussen, E., Peutzfeldt, A., & Heitmann, T. 1999. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *Journal of dentistry*, 274, 275-278.

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*, 952, 117-123.

Awada, A., & Nathanson, D. 2015. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1144, 587-593.

Badawy, R. E. S., El-Mowafy, O., & Tam, L. 2016. Flexural Properties of Chairside CAD/CAM Materials. *Dent. Med. Probl*, 532, 230-235.

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*, 382, 73-80.

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*, 132, 141-154.

Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. 2008. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 2049, 505-511.

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*, 2207, 793-797.

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*, 1112, 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*, 326, 441-447.

Bindl, A., Lüthy, H., & Mörmann, W. H. 2006. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental Materials*, 221, 29-36.

Black, S., & Amoores, J. N. 1993. Measurement of forces applied during the clinical cementation of dental crowns. *Physiological measurement*, 143, 387.

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*, 277, 710-721.

Burke, F. J. T., & Watts, D. C. 1994. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence International*, 255.

Burke, F. J. T. 1995. The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence International*, 264.

Burke, F. T., Qualtrough, A. J., & Hale, R. W. 1998. Dentin-bonded all-ceramic crowns: current status. *The Journal of the American Dental Association*, 1294, 455-460.

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*, 44, 237-242.

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*, 171, 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*, 604, 265-273.

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*, 232, 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*, 101, 15-22.

Christensen, G. J. 2001. Computerized restorative dentistry. State of the art. *Journal of the American Dental Association* 1939, 1329, 1301-1303.

Coldea, A., Swain, M. V., & Thiel, N. 2013. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 294, 419-426.

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

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*, 245, 375-377.

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

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*, 345, 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*, 402, 201-210.

Davidowitz, G., & Kotick, P. G. 2011. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 553, 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*, 434, 207-213.

Della Bona, A., Mecholsky, J. J., & Anusavice, K. J. 2004. Fracture behavior of lithia disilicate-and leucite-based ceramics. *Dental Materials*, 2010, 956-962.

Della Bona, A., Corazza, P. H., & Zhang, Y. 2014. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental materials*, 305, 564-569.

Denry, I., & Kelly, J. R. 2014. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of dental research*, 9312, 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*, 412, 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., & Preston, J. D. 1991. CAD/CAM imaging in dentistry. *Current opinion in dentistry*, 12, 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*, 1153, 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*, 405, 480-491.

Elsaka, S. E., & Elnaghy, A. M. 2016. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*, 327, 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*, 3211, 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*, 61, 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*, 152, 283-289.

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*, 314, 2-11.

Fasbinder, D. J. 2010b. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 319, 702-4.

Fasbinder, D. J. 2012. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of continuing education in dentistry Jamesburg, NJ: 1995*, 331, 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*, 281, 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*, 4710, 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*, 715, 462-467.

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*, 3111, 1312-1320.

Fritzsche, G. 2010. Efficient quadrant restoration with the new Cerec software. *International journal of computerized dentistry*, 133, 275.

Gemalmaz, D., & Ergin, Ş. 2002. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 872, 189-196.

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

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*, 85.

Gorodovsky, S., & Zidan, O. 1992. Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. *The Journal of prosthetic dentistry*, 682, 269-274.

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*, 154.

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*, 205, 441-448.

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*, 1152, 215-223.

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*, 881, 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*, 881, 10-15.

Hickel, R., Dasch, W., Mehl, A., & Kremers, L. 1997. CAD/CAM–Fillings of the future?. *International dental journal*, 475, 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.

Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 534, 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*, 3611804, 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*, 1711, 1037-1042.

Hwang, J. W., & Yang, J. H. 2001. Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns. *Journal of oral rehabilitation*, 287, 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*, 162,

505-512.

Jalalian, E., Atashkar, B., & Rostami, R. 2011. The effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings computer associated design/computer associated machine, cad/cam system. *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences*, 83, 123-129.

Jedynakiewicz, N. M., & Martin, N. 2001. CEREC: science, research, and clinical application. *Compendium of continuing education in dentistry Jamesburg, NJ: 1995*, 226 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*, 911, ZC36.

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*, 795, 508-513.

Kanat, B., Çömlekoğlu, E. M., Dündar-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*, 236, 445-455.

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*, 176.

Kelly, J. R. 1995. Perspectives on strength. *Dental Materials*, 112, 103-110.

Kelly, J. R. 1999. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 816, 652-661.

Keshvad, A., Hooshmand, T., Asefzadeh, F., Khalilnejad, 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*, 207, 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*, 152, 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*, 835, 540-547.

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*, 41, 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*, 981, 17-23.

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*, 198, 2035-2043.

Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., ASAKAWA, Y., Oki, M., ... & Arksornnukit, M. 2014. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental materials journal*, 335, 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*, 1186, 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*, 807, 1605-1614.

Lim, K., Yap, A. U. J., Agarwalla, S. V., Tan, K. B. C., & Rosa, V. 2016. Reliability, failure probability, and strength of resin-based materials for CAD/CAM restorations. *Journal of Applied Oral Science*, 245, 447-452.

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*, 875, 516-528.

Magnuson, D., Oden, A. G. N. E. T. A., & Krystek, I. V. A. N. A. 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*, 12, 153-8.

McLean, J. W. 1980. Aesthetics in restorative dentistry: the challenge for the future. *British dental journal*, 14912, 368.

McLean, J. W. 2001. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The Journal of prosthetic dentistry*, 851, 61-66.

Mehl, A., & Hickel, R. 1999. A new optical 3D-scanning system for CAD/CAM technology. *International journal of computerized dentistry*, 22, 129-136.

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*, 318, 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*, 905, 452-458.

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*, 281, 44-56.

Morgano, S. M., & Milot, P. 1993. Clinical success of cast metal posts and cores. *The Journal of prosthetic dentistry*, 701, 11-16.

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*, 114.

Mörmann, W. H. 2004. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *International journal of computerized dentistry*, 71, 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.

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*, 51.

Müller, H. C. 2010. Registration of occlusion by buccal scan in Cerec software version 3.80. *International journal of computerized dentistry*, 133, 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*, 439, 1076-1082.

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*, 4212, 1613-1620.

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*, 275, 403-406.

Otto, T. O. B. I. A. S. 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, Berlinp. 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 für Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odontostomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia/SSO*, 1132, 156-169.

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*, 935, 459-466.

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*, 916, 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*, 196, 510-516.

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

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*, 63, 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*, 925, 491-495.

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*, 122, 151-156.

Qualtrough, A. J. E., & Piddock, V. 1997. Ceramics update. *Journal of Dentistry*, 252, 91-95.

Reich, S., & Hornberger, H. 2002. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 881, 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*, 91, 11-22.

Retief, D. H. 1991. Standardizing laboratory adhesion tests. *American journal of dentistry*, 45, 231-236.

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*, 225, 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*, 439, 1106-1115.

Rohr, N., Coldea, A., Zitzmann, N. U., & Fischer, J. 2015. Loading capacity of zirconia implant supported hybrid ceramic crowns. *Dental Materials*, 3112, 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*, 135.

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.

Schmitter, M., Mueller, D., & Rues, S. 2012. Chipping behaviour of all- ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *Journal of dentistry*, 402, 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*, 1156, 678-683.

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 SiO₂-Li₂O-ZrO₂-P₂O₅ system and ZrO₂-ceramic TZP. *Journal of materials science*, 3418, 4563-4572.

Seelbach, P., Brueckel, C., & Wöstmann, B. 2013. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clinical oral investigations*, 177, 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*, 856, 544-550.

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

Shahrabaf, 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*, 302, 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*, 324, 499-509.

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

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*, 913, 305-310.

Simon, S. D. 2006. Statistical Evidence in Medical Trials: What Do the Data Really Tell Us?. *Proceedings Baylor University. Medical Center*, 194, 419.

Sirona2014. 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*, 296, e70-e77.

Strub, J. R., & Beschnidt, S. M. 1998. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *International Journal of Prosthodontics*, 116.

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.

Titley, 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*, 434, 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*, 105, 417-25.

Türkoğlu, P., Bultan, Ö., & Öngül, D. 2010. Tam seramik restorasyonlarda dayanıklılığı etkileyen faktörler. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 441, 45.

Vichi, A., Sedda, M., Del Siena, F. R. A. N. C. E. S. C. O., Louca, C., & Ferrari, M. 2013. Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 1: Chairside materials. *Am J Dent*, 265, 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*, 131, 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>

Vomacka, P., Babushkin, O., & Warren, R. 1995. Zirconia as a nucleating agent in a yttria-alumina-silica glass. *Journal of the European Ceramic Society*, 1511, 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*, 676, 786-790.

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*, 333, 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*, 331, 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*, 33, 80.

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*, 683, 476-481.

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

Wiedhahn, K. 2010. The impression-free Cerec multilayer bridge with the CAD-on method. *International journal of computerized dentistry*, 141, 33-45.

Williams, A. G. 1987. Dentistry and CAD/CAM: another French revolution. *J Dent Pract Adm*, 41, 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, 96-99.

Wohlwend, A., Strub, J. R., & Schärer, P. 1989. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *International Journal of Prosthodontics*, 21.

Wolfart, S., Thormann, H., Freitag, S., & Kern, M. 2005. Assessment of dental appearance following changes in incisor proportions. *European journal of oral sciences*, 113, 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, 33-41.

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

Young, J. M., & Altschuler, B. R. 1977. Laser holography in dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*, 38, 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, 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, 10.

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, Yayın*, 24, 183-189.

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.

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.



İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

CAD/CAM SERAMİKLERİNİN FONKSİYON SONRASI OLUŞAN MEKANİK DEĞİŞİKLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

%**3**

BENZERLİK ENDEKSİ

%**2**

İNT ERNET
KAYNAKLARI

%**1**

YAYINLAR

%**1**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

TÜM KAYNAKLARI EŞLEŞTİR (SADECE SEÇİLİ OLAN KAYNAĞI YAZDIR)

%1

★ dfd.atauni.edu.tr

İnternet Kaynağı

Alıntıları çıkart

üzerinde

Eşleşmeleri çıkar

< 5 words

Bibliyografyayı Çıkart

üzerinde

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Mehmet Mert	Soyadı	Özcan
Doğ.Yeri	İstanbul	Doğ.Tar.	08.08.1987
Uyruğu	TC	TC Kim No	22072428704
Email	dtmertozean@gmail.com	Tel	0507973282

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2011
Lisans		
Lise	Özel Kültür Koleji Fen Lisesi	2004

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	İyi	İyi	79	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri):