T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI CAD/CAM BLOKLARI KULLANILARAK RESTORE EDİLEN İMPLANT ÜSTÜ KRONLARDA TERMAL SİKLUSUN KIRILMA DAYANIMINA ETKİSİ

BURCU MUTAF

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

SİVAS

2014

T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI CAD/CAM BLOKLARI KULLANILARAK RESTORE EDİLEN İMPLANT ÜSTÜ KRONLARDA TERMAL SİKLUSUN KIRILMA DAYANIMINA ETKİSİ

BURCU MUTAF

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. DERYA ÖZDEMİR DOĞAN

SİVAS
2014

Bu çalışma Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan	Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR	_____
Üye	Prof. Dr. Haluk KESKİN	_____
Üye	Doç. Dr. Feridun HÜRMÜZLÜ	_____
Üye	Yrd. Doç. Dr. Faik TUĞUT	_____
Üye (Danışman)	Doç. Dr. Derya ÖZDEMİR DOĞAN	_____

ONAY

Bu tez çalışması, 28/04/2014 tarihinde Enstitü Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

_____

Prof. Dr. Ali ÇELİKSÖZ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MÜDÜRÜ

Bu tez Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 24.09.2008 tarihli ve 007 sayılı kararı ile kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzu adlı yönergeye göre hazırlanmıştır.

ÖZET

FARKLI CAD/CAM BLOKLARI KULLANILARAK RESTORE EDİLEN İMPLANT ÜSTÜ KRONLARDA TERMAL SİKLUSUN KIRILMA DAYANIMINA ETKİSİ

Burcu MUTAF
Doktora Tezi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Danışman: Doç. Dr. Derya ÖZDEMİR DOĞAN
2014, 87 sayfa

Çalışmamızın amacı; CAD/CAM (computer aided design/computer aided manifacturing) ile üretilen farklı implant üstü tam seramik kronlarda, ağız ortamındaki termal değişkenler esas alınarak, termal siklusun kırılma dayanımına etkisini araştırmak ve yeni dental materyal rezin nano seramik Lava Ultimate bloğun kırılma dayanımını diğer bloklarla karşılaştırılarak in vivo kullanımını tahmin etmeye çalışmaktır.

Araştırmamızda; lityum disilikat içerikli cam seramik IPS e-max CAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), rezin nano seramik Lava Ultimate (3M ESPE, USA) ve feldspatik içerikli cam seramik Vita Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen) CAD/CAM blokları kullanıldı, her birinden 24 adet olmak üzere toplam 72 adet örnek oluşturuldu.

İmplant analogları akrilik blok içerisine gömüldü. Standardizasyonu sağlamak amacı ile 6 mm uzunluğu, 4.8 mm kole genişliği ve 4.8° açılanması olan abutment üzerine CAD sistemi ile alt birinci molar kron dizayn edildi ve CAM sistemi ile üretildi. Restore edilen kronlar RelyX Unicem 2 Self-Adhesive Resin Cement (3M ESPE, USA) ile simante edildi.

Araştırmamızda kullandığımız CAD/CAM bloklardan restore edilen kronların, her bloktan 12 tane olacak şekilde toplam 36 tanesine ağız ortamındaki ısısal değişimleri yansıtabilmek amacı ile Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı' nda bulunan termal siklus cihazında (Gökçeler Makine Tic.

Ve San. Ltd. Şti. Sivas/Türkiye) en düşük 5 ºC ve en yüksek 55 ºC aralığında, soğuk ve sıcak su banyolarında 30' ar sn. olmak üzere toplam 60 sn bekletme süresinde 5000 devir olacak şekilde termal siklus uygulandı. Diğer 36 örnek kontrol grubu olarak belirlendi ve bir işlem uygulanmadı.

Kırılma dayanıklılığının tespit edilebilmesi için örneklerin tümüne; Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı' nda bulunan Lloyd LR10K Plus Universal Kırma Test Aleti (Ametek Inc, England) kullanılarak kronun santral fossası esas alınacak şekilde 0,5 mm/dak kafa hızında baskı dayanım testi uygulandı.

İstatistiksel analizler SPSS (Statistical package for Social Sciences, SPSS Inc., Chicago, ABD) bilgisayar paket programının 14.0 versiyonu kullanılarak; Varyans Analizi, Tukey Testi ve İki Ortalama Arasındaki Farkın Önemlilik Testi ile yapıldı.

Kontrol gruplarının kırılma dayanımı değerleri incelendiğinde; en yüksek değerin IPS e-max CAD' e; en düşük değerin Vita Mark II' ye ait olduğu gözlemlendi. Termal siklus uygulanan gruplarının kırılma dayanımı değerleri incelendiğinde ise; en yüksek değerin IPS e-max CAD' e; en düşük değerin Lava Ultimate' e ait olduğu belirlendi. IPS e-max CAD' in termal siklus öncesi ve sonrası kırılma dayanım değerleri karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0,05$). Benzer şekilde Vita Mark II' nin de termal siklus öncesi ve sonrası kırılma dayanım değerleri karşılaştırıldığında anlamlı bir fark bulunamadı ($p>0,05$). Ancak termal siklus uygulamasının Lava Ultimate' in kırılma dayanımını anlamlı olarak düşürdüğü belirlendi ($p<0,05$).

Anahtar kelimeler: Lityum disilikat, rezin nano seramik, feldspatik seramik, CAD/CAM, implant üstü, termal siklus, kırılma dayanımı.

ABSTRACT

THERMAL CYCLE EFFECT ON FRACTURE STRENGTH OF IMPLANT SUPPORTED CROWNS RESTORATED WITH DIFFERENT CAD/CAM BLOCKS

Burcu MUTAF
Doctorate Thesis, Department of Prosthodontics
Supervisor: Assoc. Prof. Derya Özdemir DOĞAN
2014, 87 pages

The purpose of our study is to examine the termal cycle effect on fracture strength of implant supported different all ceramic crowns restorated with CAD/CAM based on thermal changes on oral enviroment and try to guess in vivo using of a new dental material resin nano ceramic Lava Ultimate block as comparing fracture strength to other blocks.

In our study, lithium disilicate glass ceramic IPS e-max CAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), resin nano ceramic Lava Ultimate (3M ESPE, USA) and feldspathik glass ceramic Vita Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen) CAD/CAM blocks were used. Totaly 72 samples were made as each groups had 24 samples.

Implant analogues were buried into acrylic blocks. To standardize, mandibular first molar crowns were designed on 6 mm lenght, 4.8 mm cole width and 4.8^{o} degreed abutments by CAD/CAM system. Restorated crowns were cemented with RelyX Unicem 2 Self-Adhesive Resin Cement (3M ESPE, USA).

Thermal cycles were applied to totaly 36 crowns (12 for each group) which restorated by CAD/CAM blocks to capture thermal changes on oral enviroment wiht, with the thermal cycles machine in Research Laboratuary, Faculty of Dentistry Cumhuriyet University by applying the thermal cycles process; totaly 5000 cycles and 60 seconds waiting period as respectively 30 seconds at cold water bath and 30

seconds at hot water bath with the range of minimum 5 ºC and maximum 55 ºC. The other 36 samples were determined as control groups and no operation performed.

To determine fracture strength, compression strength test were performed to samples central fossas with 0.5 mm/min head speed to all samples with Lloyd LR10K Plus Universal Test Machine (Ametek Inc, England) in Research Laboratuary, Faculty of Dentistry Cumhuriyet University.

Variance analysis, Tukey Test and Unpaired t-test were used for the statistical analysis with using SPSS 14.0 (Statistical package for Social Sciences, SPSS Inc., Chicago, USA).

It is observed that IPS e- max CAD has maximum value and Vita Mark II has minimum value at control groups. In the examination of fracture strength values of thermal cycle groups; IPS e- max CAD has maximum value and Lava Ultimate has minimum value. There was no statistical difference at IPS e-max CAD before and after thermal cycles fracture strength values ($p>0.05$). Samely, there was no statistical difference at Vita Mark II before and after thermal cycles fracture strength values ($p>0.05$). But it was determined that thermal cycles application has decreased fracture strength of Lava Ultimate statistically significantly ($p<0.05$).

Key words: Lithium disilicate, resin nano ceramic, feldspathic ceramic, CAD/CAM, implant supported, thermal cycles, fracture strength.

TEŞEKKÜR

Tüm doktora eğitimim boyunca bilgisinden ve tecrübesinden yararlandığım, her konuda bana yardımcı olan, bana gösterdiği iyi niyetini, desteğini, sevgisini bir ömür unutmayacağım çok değerli tez danışmanım Doç. Dr. Derya Özdemir DOĞAN' a,

Tezimin yapılması sırasında desteklerini esirgemeyen ve fakültemizin imkanlarını kullanmamı sağlayan Sayın Dekanım, Hocam Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR' e,

Gerek doktora eğitimim, gerekse tez çalışmalarım sırasında hiçbir konuda emeğini esirgemeyen Doç. Dr. Hakan AKIN' a,

Tez çalışmamın istatistiksel değerlendirmesinde yardımlarını esirgemeyen Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Yrd. Doç. Dr. Ziynet ÇINAR' a,

Tez çalışmalarım sırasında bana yardımcı olan Emre CEYLAN ve Sıddık ÜNAL'a,

Tez çalışmalarım boyunca desteklerini esirgemeyen değerli arkadaşlarım Dt.Gül FİKİRLİ, Dt.Arzu DÜRER ve Yrd. Doç. Dr. Burak BULDUR'a,

Tüm yaşantım boyunca verdiğim her kararı destekleyen ve her zaman yanımda olduklarını bildiğim, bugünlere gelmemde büyük pay sahibi olan aileme,

Sevgisi, anlayışı ve sabrıyla tez çalışmamın tamamlanmasında beni yüreklendiren, varlığıyla bana güç veren müstakbel eşim Engin YILMAZ' a

Tüm samimiyetimle sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum...

İÇİNDEKİLER

ÖZET i
ABSTRACT iii
TEŞEKKÜR v
ŞEKİLLER DİZİNİ viii
ÇİZELGELER DİZİNİ xi
SİMGELER DİZİNİ xii
KISALTMALAR DİZİNİ xiii

1. GİRİŞ 1

2. GENEL BİLGİLER 3
2.1 Dental Seramikler 3
2.1.1 Dental Seramiklerin Tarihçesi 3
2.1.2 Dental Seramiklerin Yapısı 5
2.1.3 Dental Seramikleri Güçlendirme Yöntemleri 7
2.2 Tam Seramikler 9
2.2.1 Tam Seramiklerin Endikasyonları 9
2.2.2 Tam Seramiklerin Kontraendikasyonları 10
2.2.3 Tam Seramiklerin Avantajları 10
2.2.4 Tam Seramiklerin Dezavantajları 11
2.3 Tam Seramiklerin Sınıflandırılması 11
2.3.1 Yapım Tekniğine Göre Tam Seramik Restorasyonlar 11
2.3.2 Kor Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar 12
2.4 CAD/CAM Sistemleri 13
2.4.1 Dental CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları 14
2.4.2 Dental CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları 15
2.4.3 CAD/CAM Sistemlerinin Komponenetleri 15
2.4.4 Açık ve Kapalı CAD/CAM Sistemleri 16
2.5 CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Materyaller 16
2.5.1 Lösit Kristalleri İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler 16
2.5.2 Lityum Disilikat İçerikli Cam Seramikler 17
2.5.3 Feldspatik Cam Seramikler 21
2.5.4 Cam İnfiltre Seramikler 22
2.5.5 Zirkonyum Oksit İçerikli Seramikler 23
2.5.6 Rezin İçerikli CAD/CAM Blokları 26
2.5.7 Titanyum Bloklar 28
2.5.8 Geçici Amaçla Kullanılan Bloklar 28
2.6 Termal Siklus Uygulaması 29
2.7 Kırılma Dayanımı 29
2.7.1 Baskı Dayanım Testi (Compression Strenght Test) 29
2.8 Scanning Electron Microscopy (SEM) 30

3. GEREÇ VE YÖNTEM 32
3.1 Deney Grupları ve Örneklem Büyüklüğünün Saptanması 32
3.2 Örneklerin Hazırlanması 34

3.3 Simantasyon..... 42
3.4 Termal Siklus Uygulaması..... 48
3.5 Baskı Dayanım Testinin Uygulanması..... 50
3.6 Scanning Electron Microscopy (SEM) Analizi..... 54
3.2 İstatistiksel Değerlendirme..... 55

4. BULGULAR..... 56
4.1 Kırılma Dayanımı Değerlerinin Analizi..... 57
4.2 Örneklerin SEM Görüntüleri..... 60

5. TARTIŞMA..... 67

6. SONUÇ..... 78

KAYNAKLAR..... 79

ÖZGEÇMİŞ..... 87

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Dental seramiğin tarihsel gelişimi……..... 5
Şekil 2.2 IPS e-max sitemi……..……..... 18
Şekil 2.3 Parsiyel kristalize IPS e-max CAD' in SEM görüntüsü (×10000)……..……..... 19
Şekil 2.4 Kristalizasyon işlemi tamamlanmış IPS e-max CAD' in SEM görüntüsü (×10000)…..…….....…..... 20
Şekil 2.5 IPS e.max CAD'in kristalizasyon şeması ……..... 20
Şekil 2.6 Sıcaklıkla bağlantılı olarak zirkonyum oksitin faz değiştirmesi..... 24
Şekil 2.7 Lava Ultimate CAD/CAM bloğun içeriğindeki seramik kümelerine ait SEM görüntüsü ……..... 27
Şekil 2.8 Doğal diş ve implantın kemik içindeki yapısal durumu……..... 28
Şekil 2.9 Baskı dayanım testinin şematik gösterimi..... 30
Şekil 3.1 Blokların bir arada görüntüsü..... 32
Şekil 3.2 a. IPS e-max CAD CAD/CAM blok b. Lava Ultimate CAD/CAM blok c. VITA MARK II CAD/CAM blok……..... 33
Şekil 3.3 Lloyd LR10K Plus Universal Kırma Test Aleti' nin alt tablasına sabitlenen parça…..……. 34
Şekil 3.4 Test yapılacak parçanın şeklinin silikonla taklit edilmesi..... 35
Şekil 3.5 Üniversal test cihazının sabitleme parçası**,** akriliğe gömülmüş analoğun üzerine yerleştirilmiş abutment ve firmaya ait tork anahtarı.. 35
Şekil 3.6 Örneklerin 30 N' da torklanması...……..……..... 36
Şekil 3.7 Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi CAD/CAM Laboratuvarı..... 36
Şekil 3.8 Abutmentin tarayıcıda taratıldıktan sonraki bukkal(a) ve okluzal(b) görüntüsü…..…….. 36
Şekil 3.9 a. CAM ünitesinde dizayn edilen krona ait bukkal görüntü b. CAM ünitesinde dizayn edilen krona ait okluzal görüntü c. CAM ünitesinde dizayn edilen krona ait mesial görüntü d. CAM ünitesinde dizayn edilen kronun iç yüzey görüntüsü.....……..... 37
Şekil 3.10 Kazıma ünitesine yerleştirilen CAD/CAM blokları…..……..... 37
Şekil 3.11 Kazıma için kullanılan CAD/CAM frezleri ...……..……. 38
Şekil 3.12 a. Kronların mesiodistal boyutu b. Kronların bukkolingual boyutu c. Kronların okluzal kalınlığı..... 39
Şekil 3.13 Programat P300 porselen fırını……..... 40
Şekil 3.14 a. IPS e-max CAD'in freze ünitesinden çıkarıldığı ilk hali b. IPS e-max CAD'in konnektöründen ayrıldığı hali c. IPS e-max CAD'in kristalizasyon işleminden sonraki rengi değişmiş hali……..…..... 40
Şekil 3.15 Lava Ultimate kronların kompozit lastiği yardımı ile parlatılması..... 41
Şekil 3.16 a. Vita Mark II'nin freze ünitesinden çıkarıldığı ilk hali b.Vita Mark II'nin konnektöründen ayrılıp glaze işlemi uygulanmış hali…..…… 41
Şekil 3.17 Hazırlanan implant üstü kron örnekler……..... 42
Şekil 3.18 Çalışmada kullanılan self adeziv dual cure rezin siman..... 42
Şekil 3.19 IPS Ceramic Etching Gel..... 43
Şekil 3.20 Cam seramik krona hidroflorik asit uygulanması..... 44

Şekil 3.21 Cam seramik krona primer uygulanması..... 44
Şekil 3.22 RelyX Unicem 2 Self-Adhesive Resin Cement..... 45
Şekil 3.23 Cliker formlu simanda bir sıkıştaki baz ve katalist miktarı..... 46
Şekil 3.24 Bir click miktarında olan simanın kron içerisine yerleştirilmesi…… 46
Şekil 3.25 Kırma testinde kullanılacak olan parça ile akrilik bloğun sabitlenmesi ve uygulanan ağırlık..... 47
Şekil 3.26 Kron parmak basıncıyla abutment üzerine yerleştirildikten sonra uygulanan sabit ağırlık..... 47
Şekil 3.27 Su banyosunda 37ºC' de 24 saat bekletilen örnekler..... 48
Şekil 3.28 Termal siklus cihazı..... 49
Şekil 3.29 Termal siklus cihazı ısı ve bekleme süresi ayarları……..... 49
Şekil 3.30 Termal siklus cihazı uygulanan test sayısı …… 50
Şekil 3.31 Termal siklus uygulandıktan sonra örnekler ve renk değişimleri…..... 50
Şekil 3.32 Lloyd LR10K Plus Universal Kırma Test Aleti……..... 51
Şekil 3.33 Kırma işlemi yapılan metal ucun çapı ……..…… 51
Şekil 3.34 Metal ucun sabitlenmiş hali ve alt tabla..... 52
Şekil 3.35 Cihazın alt tablasına sabitlenen örnek……..... 52
Şekil 3.36 a. Kırma ucu kronun santral fossa hizasındayken bukkal yüzeyin görüntüsü b. Kırma ucu kronun santral fossa hizasındayken distal yüzeyin görüntüsü……...……... 53
Şekil 3.37 Kırılma testi uygulanan bir örnek…..……..... 53
Şekil 3.38 Çalışmamızda kullanılan SEM cihazı…...……..... 54
Şekil 4.1 Kontrol gruplarına baskı dayanım testi uygulandıktan sonra kırık parçaların görüntüsü ……...……...…… 56
Şekil 4.2 Termal siklus gruplarına baskı dayanım testi uygulandıktan sonra kırık parçaların görüntüsü……..... 56
Şekil 4.3 IPS e-max CAD termal siklus grubunda baskı dayanım testi uygulanırken implant vidasından kırılan örnek…..……..... 57
Şekil 4.4 IPS e-max CAD kontrol grubundaki kronun kırık yüzeyinin ×1000 büyütmedeki görüntüsü……..…… 61
Şekil 4.5 IPS e-max CAD kontrol grubundaki kronun kırık yüzeyinin ×5000 büyütmedeki görüntüsü……..…….…..... 61
Şekil 4.6 IPS e-max CAD termal siklus grubundaki kronun kırık yüzeyinin ×1000 büyütmedeki görüntüsü……... 62
Şekil 4.7 IPS e-max CAD termal siklus grubundaki kronun kırık yüzeyinin ×5000 büyütmedeki görüntüsü……...……..……. 62
Şekil 4.8 Lava Ultimate kontrol grubundaki kronun kırık yüzeyinin ×1000 büyütmedeki görüntüsü……..... 63
Şekil 4.9 Lava Ultimate kontrol grubundaki kronun kırık yüzeyinin ×5000 büyütmedeki görüntüsü……..……...…… 63
Şekil 4.10 Lava Ultimate termal siklus grubundaki kronun kırık yüzeyinin ×1000 büyütmedeki görüntüsü...……..... 64
Şekil 4.11 Lava Ultimate termal siklus grubundaki kronun kırık yüzeyinin ×5000 büyütmedeki görüntüsü……..……..... 64
Şekil 4.12 Vita Mark II kontrol grubundaki kronun kırık yüzeyinin ×1000 büyütmedeki görüntüsü……..……...…… 65
Şekil 4.13 Vita Mark II kontrol grubundaki kronun kırık yüzeyinin ×5000 büyütmedeki görüntüsü……..……..... 65

Şekil 4.14 Vita Mark II termal siklus grubundaki kronun kırık yüzeyinin ×1000 büyütmedeki görüntüsü……..…..……..... 66
Şekil 4.15 Vita Mark II termal siklus grubundaki kronun kırık yüzeyinin ×5000 büyütmedeki görüntüsü……..…….……...…… 66

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1	Dental porselenin yapısını oluşturan 3 ana madde, oranları ve içerikleri…….....	6
Çizelge 2.2	IPS e-max CAD'in parsiyel kristalize ve kristalize halindeki bazı özellikleri…….	21
Çizelge 2.3	Y-TZP' nin özellikleri.....…..…….....	25
Çizelge 3.1	Çalışmada kullanılan malzemeler, üretici firmaları ve menşeileri.....	32
Çizelge 3.2	Çalışmada oluşturulan gruplar….....	34
Çizelge 3.3	Simantasyon öncesinde kron iç yüzeyine uygulanan işlemler ve süreleri.…..……...	43
Çizelge 4.1	Kontrol ve termal siklus gruplarına ait değerlerin kendi içinde karşılaştırılması……....	58
Çizelge 4.2	IPS e-max CAD, Lava Ultimate ve Vita Mark II CAD/CAM bloklarına ait termal siklus uygulanmadan önce ve termal siklus uygulandıktan sonraki kırılma değerlerinin karşılaştırılması.....	59
Grafik 4.1	IPS e-max CAD, Lava Ultimate ve Vita Mark II bloklarının termal siklus uygulanmadan önce ve uygulandıktan sonraki kırılma dayanımları……...	60

SİMGELER DİZİNİ

%	Yüzde
^{o}C	Santigrat derece
^{o}F	Fahrenheit derece
α	Alfa
X	Ortalama
S	Standart sapma
p	Anlamlılık
mm	Milimetre
N	Newton
mm/dk	Milimetre/dakika

KISALTMALAR DİZİNİ

CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
Al_2O_3	Aluminyum Oksit
Al_2O_3 $2SiO_2$ $2H_2O$	Kaolen
SiO_2	Silika
$K_2OAl_2O_26SiO_2$	Potasyum alüminyum silikat
$Na_2O_2Al_2O_26SiO_2$	Sodyum alumina silikat
K_2O	Potas
Na_2O	Soda
MPa	Megapaskal
t→m	Tetragonal monoklinik faz dönüşümü
Y_2O_3	Yttrium-oksit
$ZrSiO_4$	Zirkonyum silikat
ZrO_2	Zirkonyum dioksit
ISO	International Organization for Standardization
SEM	Scanning Electron Microscopy
SPSS	Statistical Package for Social Sciences
ADA	American Dental Association

1.GİRİŞ

Diş ve çevre dokularındaki eksikliklerin protezler yardımı ile tamamlanması ve bu eksikliklerin neden olduğu komplikasyonların giderilmesi, protetik diş hekimliğinin önde gelen amacıdır. Bu amaç doğrultusunda kullanılacak yöntemler ve malzemelerin, var olan dokulara zarar vermemesi, çevre dokularla uyumlu olması, doğal dokuları taklit edebilmesi ve uzun ömürlü bir konfor sağlayabilmesi gerekir (1).

Günümüz diş hekimliğinde, hastaların diş eksikliklerinin implant destekli protezler ile tedavisi giderek artmaktadır. Aynı zamanda diş hekimliğinde çok önemli bir yer kazanan estetik kavramıyla birlikte hastalar; diş eksiklerini doğal görünümlü, implant destekli estetik sabit restorasyonlar ile restore edilmesini istemektedirler (2).

Metal destekli porselen restorasyonlar, geleneksel porselenlerin metal bir alt yapıyla desteklenmesiyle oluşan, diş hekimliğinde çok sık kullanılan ve uzun dönem yapısal performans sergileyen sabit protezlerdir. Öyle ki porselen kırıkları klinik olarak 7 yılda %2 ve ya 10 yılda %3-4 oranında tespit edilmiştir. Yaygın ve başarılı bir şekilde kullanılmalarına rağmen estetik özelliklerinin kısıtlı olması ve korozyona uğrama gibi bazı dezavantajları, araştırmacıları metal alt yapıya gereksinim duyulmayan daha dirençli porselenler geliştirmeye teşvik etmiştir (3, 4, 5).

Estetik, doğala en yakın olandır. Diş hekimliğinde estetik ise, gelişen teknolojinin sağladığı olanaklarla, doğala en yakın olanı yakalamaktır. Estetiğin bu kadar önem kazanmasıyla birlikte, estetik diş hekimliğinde tam seramik materyallerin kullanımları, her geçen gün daha da yaygınlaşmaktadır (6).

Tam seramik restorasyonların sahip olduğu estetiği sağlayan en önemli faktör ışık geçirgenliğidir. Işık geçirgenliği değiştirilerek doğal dişlere benzer renk derinliği, açıklığı ve doygunluğu oluşturulmaktadır. Opak bir görünüme sahip metal alt yapılı restorasyonlarla bu özellikleri yansıtabilmek olanaksızdır (7).

Ancak tam seramiklerin çiğneme kuvvetlerine karşı gösterdiği mekanik davranış ve kırılma direnci hala sorun teşkil etmektedir (6). Tam seramikler özellikle posterior bölgede fonksiyon sırasında kırılma eğilimindedir (8). Son on yıl içinde tam seramik sistemlerin sağlamlığını ve güvenilirliğini arttırmak için önemli bir çaba sarf edilmiştir (9). Bununla birlikte adeziv simanlardaki gelişmelere bağlı olarak tam seramiklerle beraber kompozit malzemelerin de posterior bölgede kullanımı artmıştır (10).

Tam seramik restorasyonların üretiminde sıklıkla bilgisayar destekli dizayn (Computer Aided Design-CAD) ve bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Manufacturing-CAM) sistemleri kullanılmaktadır (11). CAD/CAM uygulamaları ile; geleneksel ölçü alma yöntemleri ortadan kalkmış ve daha iyi restoratif materyallerin daha kısa süre içinde elde edilmesi sağlanmıştır (12, 13, 14). Böylece tek seansta uygulamalar yapılabilmesi sayesinde hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybı önlenmiştir. Böylece çeşitli klinik problemlere yol açabilecek ölçü almanın yanı sıra, geçici kuron hazırlama gibi zorunluluklar da ortadan kalkmıştır (15).

Ağız ortamı, protezlerin yorulmaya bağlı başarısızlıkları için gerekli tüm faktörleri içermektedir (5). Tam seramik restorasyonlar termal değişkenlerden ve ağız sıvılarından etkilenmektedir. Termal ve mekanik yorulmanın, farklı tam seramiklerin dayanıklılığını azalttığı bildirilmiştir (8, 16, 17). Bu amaçla, dental restorasyonların uzun ömürlülük ve dayanıklılık karakterlerinin gerçekçi verileri için uzun dönemli klinik araştırmalar gerekmektedir. Seramikler özellikle nemli ortamlarda tekrarlanan temaslara duyarlı ve kırılgandır (5). Sulu ortama maruz kalmak dental seramiklerin mekanik özelliklerini etkilemektedir (18). Bu nedenle laboratuar ortamında yapılan araştırmalar, termal değişkenleri yansıtmak durumundadır.

Literatüre bakıldığında CAD/CAM ile restore edilen tam seramik ve kompozit kuronların kırılma dayanımına ilişkin yeterli çalışma bulunmamaktadır.

Çalışmamızda; CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manifacturing) ile üretilen implant üstü farklı tam seramik kuronlarda, ağız ortamındaki termal değişkenler esas alınarak, termal siklusun kırılma dayanımına etkisini araştırmak amaçlanmıştır. Zaman alıcı ve masraflı olan klinik bir araştırmadan önce yapılacak bir in vitro çalışma yeni dental materyal olan rezin nano seramik Lava ultimate bloğun diğer bloklarla karşılaştırılarak in vivo kullanımını tahmin etmek için yardımcı olacaktır. Böylece farklı tam seramik restorasyonların hem hasta ağzına takıldığı ilk andaki, hem de uzun dönem kullanıldıktan sonraki klinik başarısı tahmin edilmeye çalışılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Dental Seramikler

2.1.1 Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik, Yunanca'da topraktan yapılmış anlamına gelen keramikos kelimesinden türetilmiştir (19, 20). İlk kullanımı 10.000 yıl önceki taş devrine kadar uzanan seramik, Mezopotamya uygarlığında ve Asurlarda yapı malzemesi olarak, M.Ö. 50 li yıllarda ise Çinliler tarafından dekorasyon işlemlerinde ve çinicilikte kullanılmış ve 18. Yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa'ya getirilmiştir (20).

Dental seramik ifadesi daha kapsamlı bir anlamda kullanılırken, dental porselen ifadesi bunun daha alt gruplarını ifade etmektedir. Porselen kelimesi, Ortaçağ İtalyancasında küçük deniz kabuğu anlamında olan porcella kelimesinden türetilmiştir. Bu deyim geleneksel olarak, içinde farklı kristal partiküllerinin serpiştirildiği cam matriks içeren, dayanıklı ve camsı seramik materyaller için kullanılmaktadır. Camsı yapı, düzensiz bağlar içeren, zayıf, amorf ve tamamen transparandır. Kristalin yapı ise daha düzenli bir atomik dizilişe sahiptir ve daha dayanıklıdır (21).

Porselenin bin yıl kadar eski geçmişine rağmen; dental materyal olarak kullanımı, 1700'lü yıllara dayanmaktadır (22). 18. yüzyılda eksik dişlerin tedavisinde kullanılan materyaller insan ve hayvan dişleri, fildişi, mineral ya da porselen dişler olmuştur. 1723'te Piere Fauchard, diş ve gingival dokuların rengini taklit eden porselenlerle ilgili araştırmaları başlatmıştır (4, 23).

Porselen, ilk olarak 1774 yılında Saint-Germainen-Laye çevresinde yaşayan Fransız eczacı olan Duchateau tarafından diş hekimliğinde kullanılmıştır (24). Duchateau ve diş hekimi Nicolas Dubois de Chenant birlikte çalışarak, 1789 yılında ilk porselen diş materyalinin patentini almışlardır (2). İlk kişisel porselen dişler 1808 yılında İtalyan dişhekimi Giusseppangelo Fonzi tarafından yapılmış ancak bu dişlerin opaklık ve kırılganlık gibi dezavantajları olduğu belirlenmiştir (2, 25).

Porselen dişler 1817 yılında Amerika'da tanıtılmış, 1825 yılında ise ticari üretimine başlanmıştır. 1855 yılında platin bir post ile kaynaşan porselene Richmond kuron denilmiş ve 1873 yılında tam porselen kuron fikri öne sürülmüştür (26). 1903 yılında Dr. Chatles Lans tarafından platin yaprak üzerinde pişirilen ilk feldspatik

porselen türü tanıtılmış ancak bu porselen; estetik görüntüsünün çok iyi olmasına karşın, bükülme dayanıklılığının az olması nedeniyle yüksek oranda başarısızlık göstermiştir (22). İlk metal-porselen restorasyonun patenti 1962 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde alınmıştır ve Vita Firması (Vita Zahnfabrik, Almanya) tarafından 1963 yılında ilk ticari porselenin üretimine başlanmıştır (22).

Tam seramik restorasyonlardaki gelişmeler; İngiltere'de Mc Lean ve Huges'in 1965 yılında porselene %40-50 oranında alüminyum oksit ilave ederek porseleni güçlendirmeleriyle başlamıştır (27). Porselenin içindeki alümina kristallerinin artması ise fazla opak bir görünüme neden olmuş ve üst yapı materyali olarak feldspatik porselen kullanılma ihtiyacını ortaya çıkarmıştır (24). Alüminyum porselen kuronların 131 MPa civarında olan düşük bükülme dirençleri sadece ön bölgede kullanılmalarını mümkün kılmıştır (26, 28).

1984 yılında Adair ve Grossman tarafından camın kontrollü kristalizasyonuyla, cam matrix içerisinde tetrasilicic fluormica kristalleri içeren ilk dökülebilir cam seramik olan Dicor tekniğini geliştirmişlerdir (25). Aynı yıllarda Brugges yeni bir refrakter day (ısıya dayanıklı day) metodu olan %70 alümina içeren Hi-Ceram sistemini geliştirmiştir (29). 1989 yılında Fransa'da Dr. Sadoun, slipcasting yöntemi ile hazırlanan In-ceram sistemini geliştirmiştir (30, 31). In ceram alüminanın; %90 Al_2O_3 içeren, yüksek kırılma direnci sayesinde ön ve arka bölgedeki kuronların ve ön bölgedeki köprü protezlerinin yapımında kullanılmasına imkan sağlamıştır (32, 33).

1990' ların başında, %30-40 lösit içeren, ısı ve basınç altında şekillendirilebilen bir cam seramik olan IPS Empress üretilmiştir. Bu materyallerin tam seramik kuron restorasyonlarının yapımında kullanılabilmesine rağmen köprü restorasyonları için yeterli dayanıklılığa sahip olmadığı görülmüştür. 1990' ların sonunda kırılma dayanıklılığı diğer materyallere göre daha yüksek olan %70 oranında lityum disilikat kristalleri içeren IPS Empress II geliştirilmiş ve böylece ikinci premolar dişlere kadar üç üyeli köprü yapımı mümkün olmuştur (32). İlerleyen dönemlerde daha yüksek miktarlarda alümina kristalleri içeren yoğun sinterize alt yapı seramiği olan Procera All-Ceram alt yapı seramiği geliştirilmiştir (34, 35).

Günümüz diş hekimliğinde kullanılan materyallerdeki gelişmeler sonucu zirkonyum, tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacıyla, seramik yapısına katılan materyallerden biri olmuştur. Tam seramik restorasyonlar için, ideal alt yapı

materyali arayışında yitriyum tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) esaslı seramikler sıklıkla kullanılmaktadır (1).

3M ESPE firması tarafından yeni piyasaya sürülen rezin nanoseramik yapısındaki Lava Ultimate CAD/CAM bloğu ise dental seramiğin tarihsel gelişim zincirindeki son halkayı oluşturmaktadır (Şekil 2.1).

Şekil 2.1 Dental seramiğin tarihsel gelişimi.

2.1.2 Dental Seramiklerin Yapısı

Protez Terimleri Sözlüğüne göre seramik, bir ya da daha fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir (36). Bu birleşimde oksijen atomları matriks gibi görev yaparak, silikon atomlarının arasına sıkışmıştır (37, 38). Diş hekimliğinde kullanılan seramik ise sinterizasyon ile elde edilmekte olup, dört tane oksijen atomunun merkezde yer alan bir silisyum ile kimyasal bağlar oluşturarak

meydana getirdiği SiO_4' tür. Sinterizasyon, seramik içindeki partiküllerin eriyerek birleşmesi olarak tanımlanmaktadır (39). Silisyum ve oksijen atomlarını bir arada tutan atomik bağlar, kovalent ve iyonik bağlardır. Bu güçlü bağlar seramiğe; stabilite, sertlik, sıcağa ve kimyasal maddelere direnç gibi özellikler kazandırıken; kırılganlık, ısı ve elektrik geçirgenliği gibi dezavantajları da beraberinde getirmektedir (40, 41, 42).

Diş hekimliğinde kullanılan porselenin yapısını % 12-22 kuartz (silika, kum), % 3-5 kaolen (kil), % 75-85 feldspar olmak üzere 3 ana madde oluşturmaktadır (43, 44, 45)(Çizelge 2.1). Bu üç ana maddenin dışında akışkanlık vericiler veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştıran veya parlaklık (luminisans) özelliğini geliştiren çeşitli maddeler de üretim sırasında bileşime ilave edilmektedir (46).

Çizelge 2.1 Dental porselenin yapısını oluşturan 3 ana madde, oranları ve içerikleri.

	Oranları	**İçeriği**
Kuartz	% 12- 22	Si_2O
Kaolen	% 3- 5	Al_2O_3 $2SiO_2$ $2H_2O$
Feldspar	% 75- 85	$K_2OAl_2O_26SiO_2$ ve $Na_2O_2Al_2O_26SiO_2$

Kuartz; silika yapısında olup (Si_2O), porselenin içeriğindeki diğer maddelere oranla daha yüksek erime derecesine (yaklaşık 1700^oC) sahiptir ve doldurucu olarak görev yapmaktadır. Porselenin pişirilmesi esnasında değişime uğramaz, fırınlama işlemi sırasında oluşan büzülmeyi önler, yüksek sıcaklıklarda kitleyi stabilize eder, diş formunun ve detayların kaybolmasını engeller ve termal genleşme katsayısını kontrol ederek porselenin dayanıklılığını artırır (28, 44).

Kaolen; erime derecesi 1300^oC olan alüminyum silikat hidrat (Al_2O_3 $2SiO_2$ $2H_2O$) tır. Kitleyi bir arada tutmakta, porselenin modelajını kolaylaştırmakta ve diğer elemanların yapıya bağlanmasını sağlamaktadır. Opak yapıdadır, bu yüzden porselen hamuru içerisine az miktarda ilave edilmektedir (33, 35, 39, 47).

Feldspar; dental porselenlere saydamlığını veren ve ana yapıyı oluşturan, potasyum alüminyum silikat ($K_2OAl_2O_26SiO_2$) ve sodyum alumina silikat' ın ($Na_2O_2Al_2O_26SiO_2$) karışımıdır. Porselende en düşük erime derecesine (1100^oC–1300^oC) sahip olan feldspar, pişirme esnasında eriyerek diğer kısımları birleştirir.

Fırınlama sırasında kaolin ve kuartza matriks oluşturmakta ve onları sararak kitlenin bütünlüğünü sağlamaktadır (26, 39). Doğal halde hiçbir zaman saf olmayan feldspar değişik oranlarda potas (K_2O) ve soda (Na_2O) içermektedir (48). Soda ergime sıcaklığını düşürürken, potas ergimiş malzemenin viskozitesini artırıp fırınlama sırasında akmayı azaltarak kenarların yuvarlaklaşmasını sağlamakta, diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önlemekte ve restorasyona doğal görüntü vermeye yardımcı olmaktadır (26). Diş hekimliğinde genellikle potas içeriği fazla olan feldspar tercih edilmektedir (44).

2.1.3 Dental Seramikleri Güçlendirme Yöntemleri

Seramiğin üstün estetik özellikleri, basma gerilimlerine karşı dayanımı, aşınma direnci, sertlik ve biyolojik uyum gibi avantajlarına rağmen, düşük gerilme direnci ve kırılganlık gibi olumsuz özellikleri, yapısının güçlendirilmesine gereksinim duyulmasına neden olmuştur. Metal alt yapı ile desteklenerek, yüzey işlemleri uygulanarak, kimyasal güçlendirme ve kontrollü kristalizasyon ile, camsı yapıya seramik kristallerinin katılması yöntemiyle ve dönüşüm doygunluğu ile seramikler güçlendirilmektedir.

2.1.3.1 Seramiğin Metal Alt Yapı İle Desteklenmesi

Metal destekli porselen restorasyonlar, porselenin düşük çekme direnci ve kırılganlığı sebebiyle direncini artırmak için porselene uygun ısı genleşme katsayısına sahip metal bir alt yapı ile desteklenmektedir (23, 32). Ancak bu yapı porselenin ışık geçirgenliğini azaltarak ve metal iyon renklenmelerini ortaya çıkararak porselenin estetiğini etkilemektedir. Bu nedenle, daha üstün bir estetik ve biyouyumluluk arayışı, yüksek dayanıklılıktaki tam seramik sistemlerinin geliştirilmesini sağlamıştır (32).

2.1.3.2 Yüzey İşlemleri

Tesviye sonrası seramik yüzeylere uygulanacak polisaj işlemi ile, seramik yüzeyi daha düzgünleşir. Düzgünleştirilmiş yüzeylerde gerilim birikimlerinin daha düşük düzeyde olacağı ve bu yüzeylerde yapılan glazür işleminin daha başarılı olabileceği savunulmaktadır (49).

Simantasyondan önce son yüzey işlemi olarak önerilen glazür (glaze); seramiğe düzgün ve parlak bir yüzey kazandırırken, yüzey mikroçatlaklarının ve yüzey pörözitelerinin boyutlarının küçülmesini sağlamaktadır (49).

Seramik malzeme en son pişirildiği fırınlama sıcaklığında belirli bir süre bekletilerek otoglaze işlemi gerçekleştirilir. Bekleme sırasında seramik malzemenin en dış katmanında erime oluşur ve eriyen kısım yüzeydeki mikro çatlakları ve düzensizlikleri doldurur. Soğurken ise camsı faz kristalleşerek düzgün ve parlak bir yüzey oluşturur (49).

2.3.3.3 Kimyasal Güçlendirme (İyon Değişimi)

İyon değişimi, sodyum ve potasyum gibi farklı büyüklükteki iyonların yer değiştirmesi ile yüzeyde baskı direncine sahip ince bir tabaka oluşturulması işlemidir. Dental seramikler potasyum nitrat tuz banyosuna batırıldıklarında, yüzeydeki küçük sodyum iyonları, büyük potasyum iyonları ile yer değiştirirler. Sodyum iyonlarından %35 daha büyük olan potasyum iyonları porselen yüzeyine yerleştiklerinde ısı genleşme katsayısını azaltır. Isıya maruz kalan porselen yüzeyinde rezidüel baskı stresleri oluşturur. Yüzeyde yaklaşık 700 MPa'lık basma direnci meydana gelerek porselenin kuvvetlenmesi sağlanır (50).

2.1.3.4 Kontrollü Kristalizasyon

Cam yapının kontrollü olarak kristalleştirilmesi yöntemi, camın bazı ısı derecelerinde sıvı halden katı hale geçerken süper soğutulmuş sıvı özelliği göstererek kristalleşmesi esasına dayanır. Cam yapı sıcak ve erimiş halde iken hızlı bir şekilde soğutulduğunda, yüzeyde rezidüel baskı stresleri oluşur. Bu hızlı soğutma, erimiş altyapı çevresinde rijit bir cam yüzey oluşturur. Erimiş alt yapı katılaştıkça büzülmeye başlar fakat dış yüzeyi rijit kalmaya devam eder. Katılaşan alt yapının büzülerek çekilmesi, alt yapı içinde rezidüel gerilim stresleri ve dış yüzeyde rezidüel baskı stresleri oluşturur. Böylece çatlak oluşumu ve ilerlemesi engellenmiş olur (51).

2.1.3.5 Camsı Yapıya Seramik Kristallerinin Katılması

Primer olarak camsı faz içeren dental seramikler, yüksek dayanıklılığa ve elastikiyete sahip seramik kristallerinin katılması ile güçlendirilebilir. Bu kristaller lösit, lityum disilikat, alumina, magnezya-alumina spinel ve zirkonya'dır. Alumina (Al_2O_3) gibi dayanıklı kristal bir materyal camsı faza ilave edildiği zaman, camın dayanıklılığı ve direnci artar. Çünkü çatlak bu alumina partiküllerinden, camsı matrikste olduğu kadar kolaylıkla ilerleyemez (27). Matriks içindeki kristal miktarı arttırılıp, zayıf olan cam yapı miktarı minimum seviyeye indirilirse, mikroçatlağın ilerlemesi daha zor olur (52).

Dayanıklılık miktarı kristalin tipine, boyutuna, hacmine, partikül arası boşluklara ve ısı genleşme katsayısına bağlı olarak değişmektedir (27).

2.1.3.6 Dönüşüm Doygunluğu

Doygunluk (toughening) genel anlamda, çatlak ilerlemesi sırasında absorbe edilen enerjinin bir ölçüsü olarak tanımlanır. Dönüşüm doygunluğu ise bir malzemede var olan çatlakları ilerleten itici gücü azaltan ve gerilmenin neden olduğu bir faz dönüşümü esasına dayanan bir uygulamadır. Dönüşüm doygunluğu mekanizması zirkonya esaslı seramiklerde gözlenmektedir (53).

Çatlak hattındaki gerilme stresleri tetragonal fazın % 3-5 lokalize genleşme ile monoklinik faza geçmesine neden olur. Hacim artışı çatlağın ucunda eksternal gerilme streslerine karşı sıkışma stresleri oluşumuna neden olur. Bu fenomen transformasyon doygunluğu olarak bilinir ve çatlağın ilerlemesini geciktirir. Ancak daha yüksek stresler altında çatlak ilerleyebilir. Transformasyon doygunluğu mekanizması çatlak oluşumunu engellemez, sadece çatlağın ilerlemesine karşı yapıyı güçlendirir (54).

2.2 Tam Seramikler

2.2.1 Tam Seramiklerin Endikasyonları

- Estetiğin önemli olduğu vakalarda,
- Diş dokusunun ve dişeti sağlığının korunması gerektiği durumlarda,
- Metal destekli seramik kuronların çok estetik olmayacağı ve ışığı fazla yansıtacağı durumlarda,
- Travmaya uğramış dişlerde,
- Çürük, abraze ,kırık dişlerde,
- Endodontik tedavi görmüş veya renklenmiş dişlerde,
- Malpoze dişleri düzeltmek amacıyla,
- Mine displazilerinde,
- Anterior diastemaları kapatmak amacıyla,
- Metal alerjisi varlığında; tam seramik sistemler endikedir (55, 56, 57).

2.2.2 Tam Seramiklerin Kontraendikasyonları

- Diş preparasyonu sonrasında interokluzal aralığın 1-2 mm'den az olacağı dişlerde,
- Yetersiz mesiodistal genişliği nedeniyle shoulder kenar bitim şekline sahip preparasyona izin vermeyen alt kesici dişlerde,
- Servikale doğru aşırı daralma göstren kuronlarda,
- Klinik kuron boyları uygun preparasyon yapımı için çok uzun olan periodontal olarak sağlıksız dişlerde,
- Klinik kuron boyu çok kısa dişlerde,
- Over-bite' ın önemli derecede artmış olduğu olgularda,
- Parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda,
- Dişin lingual yüzeyinde yeterli porselen kalınlığı (min. 0,8 mm) elde edilemeyecek olgularda veya lingual yüzey çok konkavsa yeterli singlum yoksa, tam seramik sistem uygulanması kontraendikedir (55, 56, 57).

2.2.3 Tam Seramiklerin Avantajları

- Estetik özellikleri mükemmeldir.
- Renkte derinlik sağlarlar ve ışığı yansıtma özelliklerine sahip oldukları için doğal diş yapısına daha yakın görünümdedirler.
- Röntgen ışınlarına karşı geçirgen olmaları nedeniyle dişteki mevcut tedaviler görülebilir.
- Komşu ve karşı metal dolgularla teması sonucu galvanik akıma neden olmazlar.
- Veneer seramigi ile kor arasında, metal-seramik arasında oldugu gibi bir bağlantı sorunu yoktur.
- Isı ve elektrik yönünden kötü bir iletken olmaları nedeniyle alttaki diş iyi bir şekilde korunur.
- Dokularla biyolojik olarak uyumlu ve korozyona dirençlidirler.
- Metal destekli seramik restorasyonlarda ortaya çıkan gingival renklenme ve alerjik kontakt stomatit tam seramik restorasyonlarda görülmez (55-60).

2.2.4 Tam Seramiklerin Dezavantajları

- Gerilme kuvvetlerine karşı dirençleri düşüktür.
- Alt yapı ile güçlendirmenin sağlanmadığı tam seramik sistemler kırılganlıkları nedeniyle dayanıklılığı arttırmak için dişin shoulder tip kenar bitim şekliyle prepare edilmesini gerektirir.
- Aşırı diş preparasyonu gerekebilir.
- Diş kesimi metal destekli seramik kuronlara göre daha ayrıntılı ve hassas olmalıdır.
- Bazı sistemler özel ekipman gerektirir, bu nedenle pahalıdır.
- Kullanım alanları sınırlı olabilir. Gerek estetik gerekse mekanik ve fiziksel özelliklerden dolayı arka ve ön grup dişlerde kullanım uygun olmayabilir.
- Laboratuvar çalışmaları metal porselen sistemlere göre daha detaylıdır (55, 57).

2.3 Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

Tam seramikler; yapım tekniklerine ve kor yapılarına göre iki farklı şekilde sınıflandırılır.

2.3.1 Yapım Tekniğine Göre Tam Seramik Restorasyonlar

Yapım tekniklerine göre tam seramik restorasyonlar çeşitli araştırmacılar tarafından farklı sınıflandırılmalarına rağmen temelde 4 grupta toplanırlar (33, 61, 62). Bu sistemler genellikle ticari isimleriyle anılır.

1. Dökülebilir Porselen Sistemleri
    - Dicor (Dentsply, New York, Pensilvania, USA)
    - Cera Pearl (Kyocera Corp, Tokyo, Japan)

2. Refraktör Day Üzerine Hazırlanan Porselen Sistemleri
    - Cerestore (Coors Biomedical Co, Lakewood, CO, USA)
    - Mirage (Myron International Kansas City, KS, USA)
    - Optec (Jeneric/ Pentron, Wellingford, Connecticut, USA)
    - Hi-Ceram (Vita, Bad Sackingen, Germany)
    - In-Ceram Alumina (Vita, Bad Sackingen, Germany)
    - In-Ceram Spinel (Vita, Bad Sackingen, Germany)
    - In-Ceram Zirkonya (Vita, Bad Sackingen, Germany)

3. Isı Altında Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri
    - IPS Empress I (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liehtenstein)
    - IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liehtenstein)

4. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Tekniği: CAD-CAM Sistemleri
    - Cerec 1,2,3 (Brains, Zürih, İsviçre; Siemens, Bensheim, Germany; Sirona, Bensheim, Germany)
    - Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn)
    - Procera AllCeram (Procera Sanvik, Sweden)
    - Denzir (Decim AB, Skelleftea, Sweden)
    - Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Germany)
    - ZENO Tec Sistemi (Wieland, Pforzheim, Germany)
    - Hint-Els Sistemi (Digident, Griesheim, Germany)

2.3.2 Kor Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar

Yüksek dirence sahip altyapı materyalleri 3 ana grupta toplanır (63):

Cam Seramikler

1. Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş tam seramikler
    - IPS Empress I (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liehtenstein)
    - Optimal Pressable Ceramic/ Optec OPC ((Jeneric/ Pentron, Wellingford, Connecticut, USA)
    - IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liehtenstein)
    - Mirage (Chemeleon Dental Products)
2. Lityum disilikat içerikli tam seramikler
    - IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liehtenstein)
    - IPS e-max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liehtenstein)
3. Feldspatik seramikler
    - Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik,Bad Sackingen, Germany)
    - Vita Triluxe Blocks (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
    - Vitablocks Esthetic Line (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)

Alumina Esaslı Seramikler

1. In-Ceram Alumina (Vita, Bad Sackingen, Germany)
2. In-Ceram Spinell (Vita, Bad Sackingen, Germany)
3. In-Ceram Zirkonya (Vita, Bad Sackingen, Germany)
4. Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoom, Netherlands)
5. Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweeden)

Zirkonyum Oksit Esaslı Seramikler

1. Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Germany)
2. Procera AllZirkon (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)
3. Everest (Kavo Dental, Biberach, Germany)
4. Cercon (DeguDent, Hanau, Germany)
5. DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland)
6. Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Germany)
7. Celay (Vita, Bad Säckingen, Germany)
8. Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, Italy)

2.4 CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sisteminde, prepare edilen dişin görüntüsü optik olarak taranarak bilgisayar ortamına aktarılmakta ve bilgisayar programı kullanılarak yapılan restorasyonun tasarımı (CAD), önceden üretilen seramik blokların bilgisayar ile uyumlu çalışan bir makinede şekillendirilmesi (CAM) ile elde edilmektedir (64).

Diş hekimliğinde ilk CAD/CAM uygulamaları 1970'li yıllarda Amerika'da Bruce Altschuler, Fransa'da Francois Duret ve İsviçre'de Werner Moermann ve Marco Brandestini tarafından gerçekleştirilmiştir (65). Ancak; diş hekimliğinde CAD/CAM alanındaki en büyük gelişmeler 80'li yıllarda olmuştur. Dental CAD/CAM sistemlerini geliştiren 3 önemli lider öne çıkmıştır (66).

Dental CAD/CAM alanındaki ilk gelişmeleri Dr. Duret yapmıştır. 1971 yılından itibaren; ağız içerisinden optik ölçü alma işlemi ile başlayan, kuronu fonksiyonel hareketlere uygun olarak tasarlama ve sayısal olarak kontrol edilen bir torna cihazında frezeleme işlemine uzanan bir dizi sistem kullanarak üretim sağlamayı başarmıştır. 1990-1991 yıllarında Fransa'da dünyada dental CAD/CAM sistemleri için büyük bir

etki yaratan Duret sistemini geliştirmiştir ve daha sonra bu sistem Sopha Bioconcept sistem olarak piyasaya sunulmuştur (66).

CAD/CAM alanındaki ikinci önemli kişi, CEREC sistemin geliştiricisi Dr. Moermann'dır. Prepare edilmiş kaviteyi intraoral bir kamera ile görüntülemiş ve hasta başında, kompakt bir cihaz yardımıyla inleylerin tasarımını ve seramik bloklardan kazınarak üretimini başarmıştır. Bu sistemin ortaya çıkışı gerçekten büyük bir yenilik olmuştur, çünkü aynı gün içerisinde seramik restorasyon yapılmasını mümkün kılmıştır. Zaten diş hekimleri arasında CAD/CAM terimi bu sistem tanıtıldığında yaygınlaşmaya başlamıştır (66).

Üçüncüsü, Procera sistemin geliştiricisi Dr.Andersson' dur. 1980' lerin başında altın fiyatlarındaki artış nedeniyle altın alaşımların yerine nikel-krom alaşımları kullanılmaya başlanmıştır. Ancak, özellikle kuzey Avrupa'da metal alerjisi problemi ortaya çıkmıştır ve alerjik olmayan titanyumun kullanımı gündeme gelmiştir. O zamanlarda titanyumun hassas bir şekilde dökümünün zor olması nedeniyle Dr.Andersson, titanyum kopinglerin spark erozyon yöntemiyle üretilmesini gündeme getirdiği CAD/CAM teknolojisini tanıtmıştır. Bu sistem daha sonra tüm seramik alt yapıların üretimi için tüm dünyada ağ bağlantılı bir üretim merkezi olarak geliştirilmiştir (66).

2.4.1 Dental CAD/CAM Sistemlerin Avantajları

CAD/CAM uygulamaları geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırarak bekleme süresini kısaltmış ve daha iyi restoratif materyallerin daha kısa süre içinde elde edilmelerini sağlamıştır. Hata potansiyelini oldukça azaltmıştır. Olası çapraz kontaminasyonların önüne geçilmiştir. Tek seansta uygulamalar yapılabildiği için hastalar ve hekimler için zaman tasarrufu sağlamış ve geçici kuron hazırlama zorunluluğunu ortadan kaldırmıştır. Alt yapı ve restorasyonlar CAD yazılımları ile dizayn edildiği için; laboratuvar teknisyenlerinin de işleri kolaylaşmıştır (67). CAD/CAM' in kullanılması ile yeni materyallerin dental restorasyon yapımı için kullanılabilmesi mümkün olmuştur. Ayrıca; CAD/CAM teknolojisinin kullanılması, CAD ile materyalin özelliğine uygun optimal dizaynın tasarlanması ve kalite kontrolün yapılabilmesini sağlamaktadır. Üretim aşamaları ve veriler daha sonrası için sistemde kaydedilip, arşivlenebilir (66).

2.4.2 Dental CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları

CAD/CAM restorasyonların kullanımını kısıtlayan faktörlerin başında üretim maliyeti gelmektedir. Birçok yeni sistem geliştirilmesine rağmen CAD/CAM sistemlerinden yararlanmak hala ekonomik değildir. Monokromatik blokların kullanılması ise ideal estetik beklentilerin karşılanmamasına neden olmaktadır. Derin subgingival marjinlere sahip restorasyonların bilgisayar ortamına aktarılması da sorun olabilmekte, bu nedenle geleneksel sabit protez yapımında olduğu gibi iyi bir diş eti retraksiyonu yapmak zorunlu hale gelmektedir (67).

2.4.3 CAD/CAM Sistemlerinin Komponentleri

2.4.3.1 Tarayıcı (Scanner)

Yapılan preparasyonun, çevre dokuların ve okluzyondaki dişlerin geometrisinin intraoral ve ya ekstraoral olarak taranmasını sağlar. Dental kullanımlar için 3 tip 3-D tarayıcı cihazı bulunmaktadır. Mekanik tarayıcıda bir küre, iğne ucu ya da pin aracılığı ile güdük üzerinden tarama yapılır. İntraoral tarayıcıda kesilmiş ve komşu dişlerin anatomik yapılarının görünümü kaydedilerek dijital bir görüntü elde edilir. Optik tarayıcıda ise lazer projeksiyonu, beyaz ışık ya da renkli ışık ile güdük yüzeyi optik olarak taranır (64).

2.4.3.2 Yazılım (Software)

Restorasyonun bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımının ve planlamasının yapılabilmesini sağlar. Çeşitli dental restorasyonların farklı tasarımları için firmalar tarafından üretilen özel yazılımlar mevcuttur. Bazı sistemlerde, kuron ve sabit bölümlü protez alt yapıları için yazılım üretilirken bazı sistemlerde ise bunların yanında tam kuron, bölümlü kuron, inley, inley tutuculu sabit bölümlü protez, hatta adeziv sabit bölümlü protez ve teleskop primer kuronların tasarımı yapılabilir (68).

CAD komponenti içermeyen sistemler CAD/CAM sistemi olarak adlandırılmaz, (CAD-)/CAM sistemi olarak adlandırılırlar (69).

2.4.3.3 Donanım (Hardware)

Bilgisayar kontrolünde olan frezleme ve aşındırma makinelerini ifade eder. Restorasyon, materyal bloklarından frezlenerek elde edilir. Kural olarak CAM

üretiminden sonra bazı manuel düzeltmeler, final cilalama, renklendirme ve veneerleme işlemleri diş teknisyeni tarafından yapılır (64, 70).

2.4.4 Açık ve Kapalı CAD/CAM Sistemleri

Dental teknolojide kullanılan birçok CAD/CAM sistemi; tarayıcı, yazılım ve donanım içeren kapalı sistemlerden oluşur. Restorasyonun üretilmesinde kullanılan materyaller, bu sistemin birer parçasıdır ve bazı kod sistemleri kullanılır. Diğer yandan açık sistemde işleyen bazı CAD/CAM teknolojileri de dental markette yerini almıştır. Bu sistemlerde dizaynın 3D modeli, yazılımdan (CAD) donanıma (CAM) transfer edilir. Bu kullanılan lisan endüstriyel olarak uygun bir formattır. Farklı üretim merkezleri ve CAM sistemleri arasında seçim yapılabilmesine olanak tanır (69).

2.5 CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM sistemlerinde seramikler, metal alaşımlar ve çeşitli kompozitler geniş bir materyal yelpazesini oluşturmaktadır (71).

CAD/CAM sisteminde kullanılmaya elverişli materyal grubu şunlardır (72):

- silikat seramikler
- cam infiltre alüminyum oksit seramikleri
- alüminyum oksit seramikleri
- zirkonyum oksit seramikleri
- titanyum
- kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlar
- dayanıklılığı arttırılmış ve dökülebilir akrilikler.

2.5.1 Lösit Kristalleri İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Lösit esaslı cam seramiklerin geliştirilmesi ilk olarak W. Höland ve arkadaşları tarafından cam matriks üzerinde kontrollü kristalizasyon yöntemiyle gösterilmiştir (73, 74, 75). Cam partikülleri 720 ^{0}C de fırınlandıktan sonra tek olan çekirdek, ikili ve dörtlü çekirdeklere dönüştüren ikinci bir fırınlama yapılır. Bu nükleasyon prosedürü lösit kristalizasyonunu sağlar (74). Lösit kristalleri, yapıda bulunan çatlakların büyümesini engelleyen sağlam bir bariyer görevi üstlenir. Isı ve basınçla şekillendirme tekniği, seramik yapının büzülmesini de kontrol eder (76). Yapılarında %68 kuartz ve %18 oranında alüminyum oksit bulunmaktadır (77). Bükülme kuvvetlerine karşı direnci 120-160 MPa arasında olan materyalin, aşınma katsayısı ve ışık geçirgenliği mineye

benzemekte ve yarı şeffaf özellikte olması sayesinde yüksek estetik özelliğe sahip restorasyonlar üretilebilmektedir (34). Ancak ışık geçirgenliğinin fazla olması sebebiyle destek dişte renklenme ya da kor bulunması durumunda estetik problemler oluşabilmektedir (78, 79).

1983 yılında piyasaya sürülen IPS Empress I sistemi bu grupta yer alır. Bükülme direnci; yüzey özelliklerinin geliştirilmesiyle 120-160 MPa'dan 200 MPa' ya kadar çıkabilmektedir (74). Kırılma dayanımı 1,5- 1,7 MPa $m^{1/2}$ 'dır (80). IPS ProCAD ise IPS Empress I'e benzer, ancak içerisinde partiküller daha küçük boyuttadır. 1998 yılında Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Germany) sisteminde kullanılmak üzere üretilmiştir (81).

2.5.2 Lityum Disilikat İçerikli Cam Seramikler

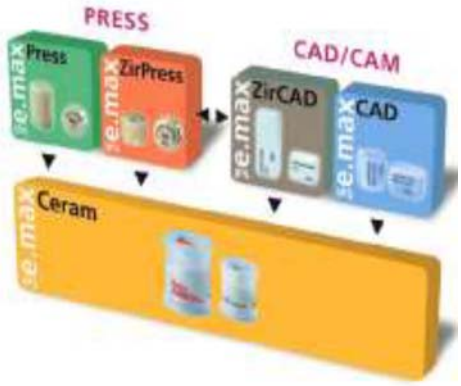
IPS Empress II lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş doğal görünüm sağlayan bir seramiktir. Ancak lityum disilikat seramiklerin geliştirilmesi ile 2005 yılında piyasaya sunulan ve içeriğindeki florapatit kristalleri nedeniyle IPS Empress II' ye göre daha üstün ışık geçirgenliği ve translusensliğe sahip IPS e-max, daha estetik ve daha dirençli restorasyonların yapılabilmesi için cam seramik şeklinde üretilmiştir. Firma, materyali iki farklı şekilde kullanıma sunmuştur. IPS e-max CAD bloklar CAD/CAM tekniği ile, IPS e-max Press ingotlar ise basınç altında enjeksiyonla altyapıların hazırlanmasında kullanılırlar. IPS e-max seramik materyalinin bükülme direnci 360-400 MPa'dır (82, 83, 84).

IPS e.max lityum disilikat seramiklerin en yenisidir. Lamina veneerler, inley-onley restorasyonlar, anterior ve posterior kuronlar, 3 üyeli anterior köprüler, ikinci premolara kadar olan 3 üyeli köprüler, anterior ve posterior bölgede yer alan tek üye implant üst yapısı, ikinci premolara kadar olan bölgede yer alan 3 üyeli implant üst yapısı endikasyonları arasındadır (83).

Birinci molar dişin pontik olarak yer aldığı molar köprülerde, dört ya da daha fazla üyeli köprülerde, inley bağlı köprülerde, çok derin subgingival preparasyonlarda, bruksizm vakalarında, kantilever köprülerde, maryland köprülerde kullanımı uygun değildir (83).

IPS e.max aşağıdaki beş farklı komponent şeklinde kullanılabilen bir tam seramik sistemidir (Şekil 2.2):

1. IPS e.max Press: Lityum disilikat cam seramik ingotlarından presleme tekniği ile üretilir.
2. IPS e.max ZirPress: Floraapatit cam seramik ingotlarından presleme tekniği ile üretilir.
3. IPS e.max CAD: Lityum disilikat cam seramik bloklarından CAD/CAM tekniği ile üretilir.
4. IPS e.max ZirCAD: Zirkonyum oksit bloklarından CAD/CAM tekniği ile üretilir.
5. IPS e.max Ceram: Floraapatit veneer seramiğidir (83).



Şekil 2.2 IPS e-max sitemi.

IPS e.max Press; 2005 yılında IPS Empress 2 ile kıyaslanarak geliştirilen, IPS Empress 2 gibi lityum disilikattan oluşan preslenebilir cam seramiktir. Ancak farklı pişirme prosedürü uygulanarak daha translusent ve daha iyi fiziksel özelliklere sahip restorasyonlar yapmaya imkan verir. IPS e.max Press sisteminin temel kristal fazı olan lityum disilikat kristalleri hacimsel kristalizasyon adı verilen bir mekanizma ile oluşur. Hacimsel kristalizasyon; cam yapı içerisine çekirdek oluşumuyla maddeler katılarak homojen dağılım gösteren kristal odaklarının oluşumudur (82).

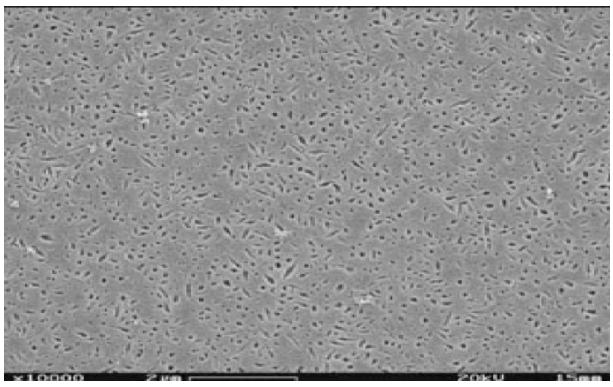
ISO 6872 dental seramikler ve ISO 9693 metal-seramik dental restoratif sistemlerinin kabul ettiği biaksiyel bükülme dayanıklılık değeri 400±40 MPa dır. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda IPS e.max Press in 0.8 mm kalınlıkta hazırlanan altyapı ile kırılma direnci 400±40 MPa' ya kadar artırılmıştır (83).

IPS e.max Press; lityum disilikat seramik ingotlarından pressleme tekniği ile üretilir (13). IPS e.max Press sisteminde doğal dişlerin translusentlik özelliğinin taklit edilebilmesi amacıyla üç farklı translusentlik derecesine göre gruplandırılmış 19 adet

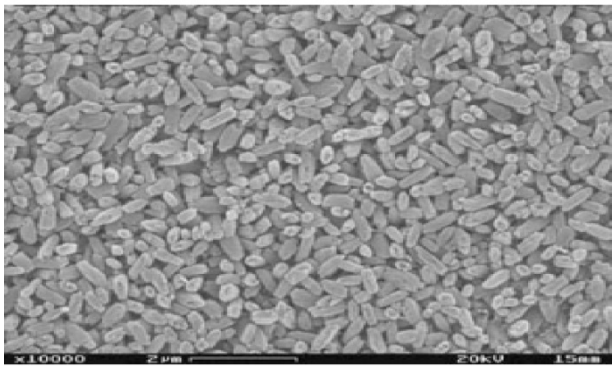
blok bulunmaktadır. Düşük translusentlikteki bloklara boyama ve tabakalama tekniği uygulanabilirken, orta ve yüksek translusentlikteki bloklara sadece tabakalama tekniği uygulanmaktadır (83).

IPS e.max Press' in mikroyapısı cam matriks içine katılmış yaklaşık %70 oranında lityum disilikat kristalleri ($Li_2Si_2O_5$) içerir. Üst yapı seramiği nano-floraapatit veneer seramiği olan IPS e.max Ceram veneer materyalinden oluşmaktadır. Üst yapı seramiği bir cam matriks içerisinde yaklaşık 300 nm uzunluğunda ve 100nm çapında olmak üzere nano boyutlarda iğne şeklindeki floraapatit kristallerinden ($Ca(PO_4)_3F$) oluşmaktadır (85).

CAD-CAM sistemler için geliştirilmiş, IPS e.max Press ile aynı kimyasal yapıya sahip olan lityum disilikat esaslı IPS e.max CAD bloklar; farklı bir ısıl işleme tabi tutularak parsiyel olarak kristalize edilirler. Parsiyel kristalize edilmelerindeki amaç; blokların hızlı ve kolay freze edilebilmelerini sağlamak ve seramiğe yeterli direnci sağlamaktır. Parsiyel kristalize bloklardaki temel kristalize faz lityum metasilikattır (Li_2SiO_3). Lityum metasilikatların uzunlukları 0.2 ile 1 μm arasında değişir ve karışımda hacimce %40 oranında bulunurlar (86). Seramiğe yaklaşık olarak 130 MPa direnç kazandırırlar. Frezeleme işlemi ile restorasyon tamamlandıktan sonra vakumla 850^0C ısıl işleme tabi tutularak lityum metasilikat (Li_2SiO_3) kristalleri lityum silikat ($Li_2Si_20_5$) kristallerine dönüşür. Bu dönüşümle cam matrikste yaklaşık 1,5 μm boyutunda ve hacimce %70' i oluşturan lityum disilikat kristalli seramik elde edilir (87). Sonuç restorasyonda IPS e.max Press sistemine benzer mekanik özellikler ve kristal yapı elde edilir (86) (Şekil 2.3 – 2.4).



Şekil 2.3 Parsiyel kristalize IPS e-max CAD' in SEM görüntüsü (×10000).



Şekil 2.4 Kristalizasyon işlemi tamamlanmış IPS e-max CAD' in SEM görüntüsü (×10000).

IPS e.max CAD, materyalin karakteristik mavimsi bir renge sahip olduğu yumuşak, orta derecede bir durumda frezelenir. Sonrasında materyalin kristalizasyonu için 850 °C/1,562 °F' de ortalama 20-30 dakika tutulur (Şekil 2.5). Bu uygulamada IPS e.max CAD son dayanıklılığı olan 360 MPa' a ve diş rengi, translüsensliği ve parlaklığı gibi istenen estetik özelliklere ulaşır (88).

Furnace	Stand-by temperature B [°C/°F]	Closing time S [min]	Heating rate t_1 [°C/°F/min]	Firing temperature T_1 [°C/°F]	Holding time H_1 [min]	Heating rate t_2 [°C/°F/min]	Firing temperature T_2 [°C/°F]	Holding time H_2 [min]	Vacuum 1 V_1 [°C/°F] 1_2 [°C/°F]	Vacuum 2 2_1 [°C/°F] 2_2 [°C/°F]	Long-term cooling L [°C/°F]	Cooling rate t [°C/°F/min]
P300 P500 P700	403/757	6:00	90/162	820/1508	0:10	30/54	840/1544	7:00	550/820 1022/1508	820/840 1508/1540	700/1292	0

Şekil 2.5 IPS e.max CAD'in kristalizasyon şeması.

IPS e.max CAD blokları 3 değişik translüsenslikte ve 2 farklı boyutta mevcuttur. LT ve HT blokları 16 A-D ve 4 Bleach BL (beyazlatma) renklerinde tam kontür restorasyonlar için olanak sağlar. MO bloklar ise tabakalama tekniği için aynı renklerde mevcuttur.

HT bloklar: Bu yeni yüksek translüsent (HT) bloklar inley, onley ve veneerler gibi makinada minimal invaziv tam kontür restorasyonlarda kullanılır. Bu restorasyonlar daha sonra boyama materyalleriyle renklendirilir.

LT bloklar: Bu düşük translüsenslik (LT) gösteren bloklar tam kontür, parsiyel ve tam kuronlar için uygundur. Yığım tekniği ve daha sonrasında IPS e.max Ceram ile tabakalama anterior restorasyonlarda gelişmiş estetik sonuçlar üretir.

MO bloklar: Yüksek opasitelerinden dolayı IPS e.max CAD MO bloklar canlı ve hafif renkleşmiş prepare edilmiş dişlerde alt yapı olarak kullanılır. Alt yapılar IPS e.max Ceram ile tabakalanır.

IPS e-max CAD seramiğinin kırılma sertliği 2,25 MPa $m^{1/2}$, elastiklik modülü 95 GPa ve Vickers sertliği 5800 MPa olarak belirtilmiştir (88) (Çizelge 2.2).

Çizelge 2.2 IPS e-max CAD'in parsiyel kristalize ve kristalize halindeki bazı özellikleri.

	Parsiyel kristalize IPS e-max CAD	**Kristalize IPS e-max CAD**
Biaksiyel bükülme dayanımı	130 ± 30 Mpa	360 ± 60 MPa
Kırılma sertliği	0.9 – 1.1 MPa $m^{½}$	2.0 – 2.5 MPa $m^{½}$
Vickers sertliği	5400 ± 100 Mpa	5800 ± 100 MPa

2.5.3 Feldspatik Cam Seramikler

Yapısı, dayanıklılığı ve aşınma özellikleri metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik porselene benzer olan Vitablocks Mark I de; bükülme direnci 93 MPa olan feldspatik bir porselendir. Vitablocks Mark II ise 1991 yılında Cerec 1 sisteminde kullanılmak üzere geliştirilmiştir. İçeriğinde % 60-64 SiO_2 ve % 20-23 Al_2O_3 bulunmaktadır. Vitablocks Mark I' e göre dayanıklılığı artırılıp, gren boyutu küçültülmüştür. Hidroflorik asit ile pürüzlendirilip mikromekanik retansiyon sağlanır ve adeziv rezinle simantasyon yapılır. Monokromatik yapıda bir ürün olması nedeniyle estetiği arttırmak için renk seçeneği daha fazla olan Vita Triluxe Block üretilmiştir. 3 tabakalı olan Vita Triluxe Block' un içteki tabakası opak alt yapıyı, orta 1/3 tabakası nötral zone bölgesini, dış tabakası ise translusent tabakayı simgeler (63).

2010 yılında piyasa sürülen Vitablocks RealLife; dentin, çekirdek ve enamel kaplama ile üç boyutlu blok bir yapıya sahiptir. Dentin ve insizal kenar arasındaki gölge, kavisli geçis nedeniyle anterior dişlerde doğal renk uyumu tam olarak taklit edilebilmektedir (89). İçeriğinde %56-64 SiO_2, %20-23 Al_2O_3, %6-9 Na_2O, %6-8 K_2O, %0,3-0,6 CaO, %0,0-0,1 TiO_2 bulunur (90).

2.5.4 Cam İnfiltre Seramikler

In- Ceram 1989 yılında Dr. Mickael Sadoun tarafından Fransa'da geliştirilmiştir (91). %90 Al_2O_3 içeren kor materyalidir. Anterior kuron-köprü ve posterior kuron yapımı için yeterli dayanıklılık ve sertliğe sahiptir (92). Alümina, spinel (alümina ve magnezyum karışımı bir alaşım), zirkonya içerikli olmak üzere 3 tipi vardır. Bu; alt yapıların farklı üretim teknikleriyle elde edilmesini ve farklı translusenslikte olmalarını sağlamaktadır (93).

In-Ceram Alumina üç boyutlu, alumina ve cam olmak üzere iç içe geçmiş iki fazdan oluşmaktadır. Slip adı verilen alüminyum partiküllerinin su içinde dağılmış hali alçı güdük üzerine uygulanır. Kapiller basınç etkisiyle su alçı tarafından emilir ve alümina partikülleri alçı güdük üzerine tutunur. Buna "slip casting" tekniği adı verilir (94, 95). Bu şekilde sıkıca bir araya gelmiş alümina partikülleri, temas halindeki partiküller arasında köprüler oluşması için 1120 ^oC'de 10 saat fırınlanarak kısmen sinterize edilirler. Elde edilen bu yapı dayanıksızdır. Bu pöröz, kısmen sinterize edilmiş alüminaya daha sonra çok ince cam (lanthanum silikat) taneciklerinden oluşan karışım sürülür. 1100 ^oC'de 4-6 saat süren ikinci fırınlamada camın, tüm pöröz boşluklara kılcal hareket sayesinde akması sağlanır. Yeni oluşan yapının bükülme direnci yükseltilmiş olur (96, 97). Anterior, posterior kuronlarda ve konnektör çapı, okluzogingival olarak minimum 4 mm, bukkolingual olarak minimum 3 mm olacak şekilde hazırlandığında üç üyeli anterior köprülerde kullanılabilir (98).

1994 yılında opak alt yapıya sahip olan In-Ceram Alüminaya alternatif olarak In-Ceram Spinell üretilmiştir (78). Üretim tekniği klasik In-Ceram sistemi ile aynı olmasına rağmen içerikte alüminyum oksit yerine magnezyum alüminyum oksit ($MgAl_2O_4$) eklenerek translüsenslik arttırılmıştır. Sinterleme işleminden sonra oluşan ve 'spinell' adı verilen gözenekli yapıya daha sonra ışık geçirgenliği sağlayan cam infiltre edilir (25). Bükülme direncinin In-Ceram Alumina'dan yaklaşık %25 daha düşük ve 283-377 MPa arasında olduğu bildirilmiştir (58). Işık geçirgenliği iyi olduğu için estetik beklentilerin fazla olduğu ön bölge restorasyonlarında kullanılabilir (99).

In-Ceram Zirkonya; % 65 cam infiltre alumina ve % 35 sinterlenmemiş zirkonya içen sistem In-Ceram Alumina' nın bir modifikasyonudur. Bükülme direnci 421- 800 MPa'dır ve kırılma dayanımı 6-8 MPa $m^{1/2}$ 'dir (96, 100, 101). In-Ceram Zirconia seramik korlar; geleneksel slip-cast tekniği ya da sinterlenmemiş prefabrike bloklardan

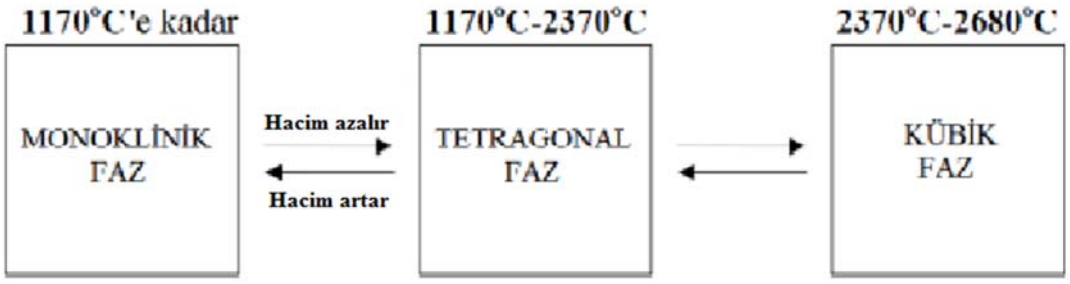
frezleme tekniği ile yapılır. Elde edilen alt yapı üzerine feldspatik porselen yerleştirilerek restorasyon tamamlanır. In-Ceram zirkonya; yüksek opasite özelliği nedeniyle estetiğin önemli olduğu anterior bölgede kullanılmamaktadır (78, 79). Konnektör çapı okluzogingival olarak minimum 4-5 mm, bukkolingual olarak minimum 3-4 mm boyutlarında hazırlanmalıdır (102).

2.5.5 Zirkonyum Oksit İçerikli Seramikler

Zirkonyum, ilk olarak 1789 yılında Martin Heinrich Klaproth tarafından bulunmuştur (103). Periyodik cetvelde sembolü Zr, atom numarası 40 ve atomik ağırlığı 91,22 olan periodik tablonun D grubuna ait bir geçiş elementidir. Doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Oda koşullarında gümüşsü beyaz renkli bir katıdır. Heksagonal kristal formunda bir yapı gösterir. Sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dirençlidir. Birçok farklı bileşik halinde bulunabilir. Zirkonyumun bilinen bileşikleri zirkonyum silikat (Zirkon, $ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksittir (zirkonya, zirkonyum dioksit, baddeleyit, ZrO_2)' tir (104).

Zirkonyum metalinin yüzeyini kaplayan oksit tabakası sayesinde havaya karşı inaktiftir. Ancak havada yakılması ile zirkonyum oksit bileşiğini oluşturur (Zr(k) + O2(g) = ZrO2(k)). Zirkonyum metali normal koşullar altında su ile reaksiyon vermez. Metalin yüzeyini kaplayan oksit tabakası, asitlere karşı inaktif olmasına neden olur. Sadece hidroflorik asit içerisinde çözünerek floro bileşimleri oluşturur. Normal koşullar altında alkali çözeltilerle reaksiyona girmez (104).

Zirkonya (Zirkonyum dioksit, ZrO_2), <0,5- 0,6μm gibi oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir (105). Zirkonyum oksit kristalleri monoklinik, kübik ve tetragonal olmak üzere 3 farklı şekilde organize olabilir (106). Oda ısısından 1170°C ye kadar monoklinik faz, 1170°C ile 2370°C arasında tetragonal faz, 2370°C den kaynama noktasına kadar ki sıcaklıklarda ise kübik faz bulunur (Şekil 2.6). Soğutma ile tetragonal fazdan monoklinik faza geçerken % 3-5'lik hacimsel bir artış olur (106). Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da, tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş kontrol altına alınmazsa hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir. Bu nedenle zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir (53).



Şekil 2.6 Sıcaklıkla bağlantılı olarak zirkonyum oksitin faz değiştirmesi.

Zirkonyumun oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi için, saf zirkonyuma kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yttrium ve seryum gibi metal oksitler ilave edilir (103). Bu metal oksitlerin ilave edilmesi ile tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm kontrollü olarak sağlanır. Zirkonyuma, kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yttrium ve seryum gibi metal oksitler ilave edilerek hazırlanan karışımlar biyomedikal kullanımlar için denenmiş, ancak sadece zirkonyayttrium seramiklerin biyomedikal açıdan kullanıma uygun olduğu görülmüştür (107, 108). Bunun yanında kalsiyum, magnezyum, alüminyum ilaveleri ile karma fazlar elde edilirken, yttrium ile stabilize edilen zirkonyanın oda sıcaklığında sadece tetragonal fazda kalması sağlanmıştır (103).

Zirkonyanın elastik modülüsü yaklaşık 200 MPa'dır (109). Vickers sertliği ise dental alaşımların 4-5 katıdır (1000- 1300 Vickers) (110). Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülme direnci ortalama 900- 1200 MPa (111, 112, 113), kırılma dayanımı ise 9- 10 MPa $m^{1/2}$ (103, 114, 115) olarak bulunmuştur. Bu da neredeyse alumina esaslı seramiklerin 2 katı (103, 113) ve lityum disilikat esaslı seramiklerin (Empress II) 3 katıdır (113).

Zirkonyanın yapısına % 2-3 oranında Y_2O_3 ilave edilerek tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) elde edilir. Y-TZP' nin bazı fiziksel ve kimyasal özellikleri Çizelge 2.3' te belirtilmiştir (103).

Çizelge 2.3 Y-TZP' nin özellikleri.

Özellik	**Y-TZP**
Kimyasal kompozisyon	ZrO_2 + % 2-3 oranında Y_2O_3
Yoğunluk	> 6 g/cm^3
Bükülme direnci	900-1200 Mpa
Baskı dayanımı	2000 Mpa
Kırılma dayanımı	7-10 MPa m$^{1/2}$
Termal genleşme katsayısı	11×10^{-6} K^{-1}

Y-TZP seramikleri günümüzde tam seramik restorasyonlarında alt yapı malzemesi olarak başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen Y_2O_3 içeren zirkonya bloklar ikiye ayrılır:

1. Yarı sinterlenmiş zirkonya seramikler (Cold-isostatically Pressed Y-TZP, Pre-sintered, non-HIP)

Y-TZP tozunun üretilmesi esnasında blokların preslenebilmesi için içeriğinde pre-sinterizasyon sırasında elimine olan bağlayıcı madde bulunmaktadır. Ayrıca ZrO_2'den ayrılması oldukça güç olan HfO_2 tozun içerisinde %2 oranında bulunmaktadır. Isı uygulamadan basınçla sıkıştırılan zirkonya tozu devamında 1350-1550 ºC' da 2-5 saat süreyle üretici firma tarafından kontrol edilen ön sinterleme işlemine tabi tutulur (106).

Non-HIP bloklar %40 yoğunluğa sahiptirler. Yapıyı daha kompakt hale getiren sinterlenme işlemi tam olarak uygulanmadığı için yapı oldukça porözdür ve mekanik özellikleri zayıftır. Sinterlenmemiş haldeki bloklar CAD-CAM sistemi kullanılarak 'green machining' olarak adlandırılan 'ham şekillendirme' işlemine tabi tutulurlar. Aşındırma sonrası normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapı, yine basınçsız olarak 1350°C - 1500°C sıcaklıkta sinterlenir. Sinterleme sırasında poröz zirkonyum yapı normalden daha büyük hazırlanan modelajı kompanse edecek şekilde yaklaşık % 20-30'luk bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir (106).

2. Tam Sinterlenmiş zirkonya seramikler (HIP/ Hot-isostatically pressed)

HIP zirkonyum blokların elde edilmesinde materyal önce 1500°C'da sinterlenir ve materyal %95 yoğunluğa ulaşır. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1000 bar basınç altında 1400°C - 1500°C arasına kadar izostatik bir ortamda genellikle

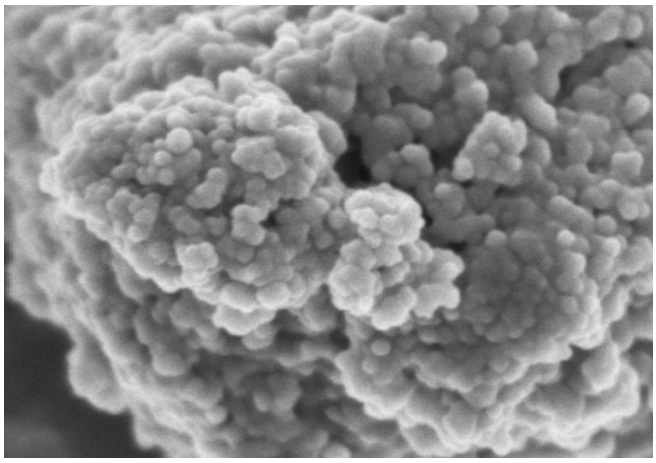
argon gazı kullanılarak ısıtılır (116). Bu işlem sonunda gri-siyah renk halini alan yapı devamında oksitlenip beyazlaşıncaya kadar atmosfer basıncı altında sinterleme işlemine tabi tutulmaya devam edilir. Sinterlenme işlemi tamamlandığında HIP bloklar %99 yoğunluğa sahip olmaktadırlar (106). HIP zirkonyum bloklar aşındırma işlemleri yapılmadan önce sinterlendiği için büzülme bu esnada meydana gelir. Bu yüzden restorasyonun yapımı sırasında modelajın yarı-sinterlenmiş seramiklerde olduğu gibi daha hacimli değil gerçek boyutlarında hazırlanması gerekir. Aşındırma işlemi sert bir yapı üzerinde gerçekleştirildiği için özel aşındırma üniteleri gerektirir ve işlem uzun zaman almaktadır (117).

In-Ceram YZ Cubes (Sirona, Bensheim, Germany), ZS-Blanks (Kavo, Leutkirch, Germany), Hint-Els Zirkon TZP-W (Girrbach, Pforzheim, Germnay), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liehtenstein), Noritake Disc Alliance (Kuraray Noritake Dental Inc, Japan) pre-sinterize zirkonya bloklardır. DC-Zirkon Precident DCS (DCS, Allschwill, Germany), Z-Blanks (Kavo, Leutkirch, Germany) ise sintezire zirkon bloklardır.

2.5.6 Rezin İçerikli CAD/CAM Blokları

Monokromatik yapıya sahip zirkonya ve silika doldurucuları içeren kompozit blok Paradigm MZ100 (3M ESPE, St Paul, Minn) rezin içerikli bir CAD/CAM bloğudur (118).

Bu grupta 3M ESPE firmasının yeni piyasaya sürdüğü nanoteknoloji ve seramiğin birleşmesini temel alan Lava Ultimate CAD/CAM bloğu da bulunmaktadır. Malzeme rezin nano seramik yapısındadır. Yaklaşık %80 oranda nanoseramik partikülleri rezin matriks içine karıştırılmıştır. İçeriğindeki nanoseramik partikülleri 20 nm silika ve 4-11 nm büyüklüğünde zirkonya partikülleridir (Şekil 2.7) .



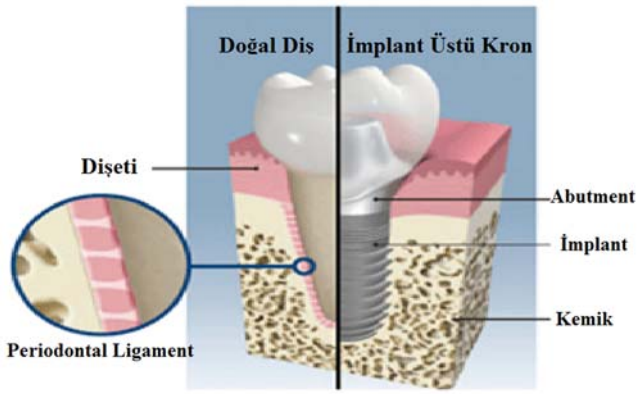
Şekil 2.7 Lava Ultimate CAD/CAM bloğun içeriğindeki seramik kümelerine ait SEM görüntüsü.

Karşıt dişte cam seramiklere göre daha az aşındırma yapması, glaze yapmaya gerek kalmaması, cila işlemlerinin kolaylıkla yapılabilmesi ve yüzey cilasını uzun süre koruması bu materyalin en önemli avantajlarıdır. Yüksek ve düşük translüsenside farklı 4 renk olmak üzere; toplam 8 renge sahiptir.

Lava Ultimate CAD/CAM restoratif, fırınlamaya gerek kalmadan gerçek anlamda chairside full kuron yapımına olanak tanır. 200 MPa' lık yüksek esneklik direnci gösterir. Ayrıca cam gibi kırılgan değildir ve monolitik olarak uygulanması sayesinde venerlerdeki chippingi (kırılıp atma) ortadan kaldırır. Lava Ultimate CAD/CAM Restoratif bloğun bu özellikleri yüksek esneklik ile birleşince implant üzeri monolitik posterior kuronlarda bile kullanılabilir hale gelir (119).

Doğal diş peridontal ligamentin esnek yapısı sayesinde korunurken; implant prosedüründe ligament yapısı olmadığı için duyusal fonksiyon ve şok absorsiyonu sağlanamaz (119)(Şekil 2.8). Doğal dişler ve periodontal ligamentleri proprioseptif algılama ile okluzal çatışmalar sonucunda görülen yüklerin erken tespit edilmesini sağlar. Sonuç olarak parafonksiyonda ya da çiğnemede kullanılan ısırma kuvvetleri düşük büyüklükte olabilir. Ancak implant protezi olan hastalar doğal dişleri olan hastalardan dört kez daha fazla ısırma kuvveti uygular. Propriosepsiyon olmayışı implant hastaları üzerinde daha yüksek ısırma kuvveti oluşumuna neden olmuştur (120). Bu nedenle oluşan kuron kırıkları sorun teşkil eder. Düşük esneklik modülü yük altında daha fazla deforme olmaya izin vermekle birlikte Lava Ultimate CAD/CAM

Restoratifin cam seramiklere oranla stresi daha fazla absorbe edebileceğini göstermektedir. Bu sayede implant üstü kuronlarda kullanımı endikedir (119).



Şekil 2.8 Doğal diş ve implantın kemik içindeki yapısal durumu.

2.5.7 Titanyum Bloklar

Titanyum, düşük yoğunluk, yüksek direnç ve mükemmel biyouyumluluk gibi özelliklere sahiptir. Titanyum; döküm ve CAD-CAM yöntemi kullanılarak, sabit ve hareketli protezlerin yapımında kullanılmaktadır. Sabit protezlerin altyapılarında ve hareketli protezlerde iskelet yapımında kullanılan metal ve alaşımlara karşı gelişen alerjik reaksiyonlar ve galvanik etkilerin oluşması, titanyumun diş hekimliği açısından cazibesini artırmaktadır (121).

Günümüzde CAD/CAM teknolojisi ile kullanılabilecek bir çok firmanın titanyum bloğu bulunmaktadır. Procera AllTitan (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweeden) ve DC Titan (DCS Dental, Allschwill, Germany) titanyum bloklardır.

2.5.8 Geçici Amaçla Kullanılan Bloklar

Restorasyonun nihai sonucuna ön hazırlık sağlayan geçici restorasyonların önemi gittikçe artmaktadır. Kısa süreli geçicilerden, implant restorasyonları için kullanılan uzun süreli geçicilere doğru bir eğilim söz konusudur (122).

Akrilik blok Telio CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liehtenstein) geçici amaçla kullanılan bloklardır (122).

2.6 Termal Siklus Uygulaması

Dental restoratif materyaller, yemek, içmek ve nefes almak gibi ağız ortamındaki ısı ve pH değişikliklerine sebep olan durumlardan sürekli olarak etkilenmektedirler. Ancak yeme ve içme alışkanlıkları kişiden kişiye oldukça farklılık gösterir ve ağzın her bölgesinde eşit sıcaklık değişimine neden olmaz. Ağızdan nefes alınmadığında ve termal bir yükleme yapılmadığında ağız içi sıcaklığı ortalama 35 °C olarak belirlenirken, ağızdan nefes alındığı takdirde solunan havanın sıcaklığı, nemi ve hızı ağız ısısında radikal değişikliklere neden olabilir. Aynı şekilde buzlu bir suyun ısısı 0 °C'ye yakınken, sıcak bir çay ya da çorbanın ısısı 60 °C' ye ulaşabilir (123).

Dental restoratif materyaller, diş dokusundan farklı ısısal genleşme katsayılarına olduğu için yapılacak in-vitro deneylerin ağız içindeki ısı değişikliklerinin taklit etmesi gerekir (124).

Termal siklus yöntemi, en sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Termal siklus testleri, en düşük 5 ºC ve en yüksek 55 ºC aralığında, ortalama 30 saniye bekletme süresinde gerçekleştirilmektedir. ISO TR 11450 (1994) standartları termal siklus örneklerine 5 ºC ve 55 ºC deki su banyolarında 500 siklus uygulanmasını uygun bir yapay yaşlandırma test biçimi olarak göstermiştir (125-128). Literatürde son zamanlarda Gale ve Darvell tarafından yayınlanan derlemede ise 10.000 termal siklusun in vivo olarak yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğunu, ISO standartlarının önerdiği 500 siklusun ise uzun dönem bağlanma etkinliğinin taklit edilmesi için çok az olduğunu öne sürmüşlerdir (125-128).

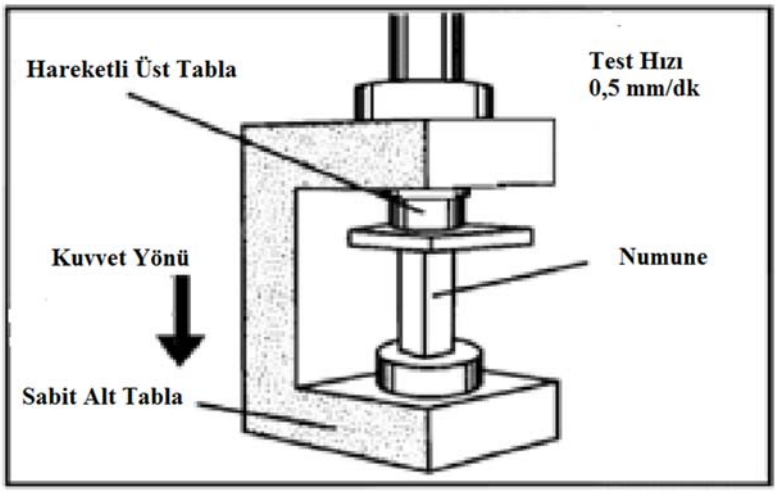
2.7 Kırılma Dayanımı

Kırılma dayanıklılığı, statik bir yük altında bir maddenin gösterdiği dayanıklılığı belirlemektedir. Materyalin kırılmadan önce sahip olduğu en yüksek gerilim miktarına en yüksek gerilim dayanıklılığı; materyalin kırıldığı gerilim miktarına ise kırılma dayanıklılığı denir (129).

2.7.1 Baskı Dayanım Testi (Compression Strenght Test)

Baskı dayanım testi, çekme testinin tersi olarak kabul edilebilir ve çekme basma makinelerinde basma kuvveti uygulamak sureti ile yapılır.

Baskı dayanım testi, standartlara göre hazırlanan deney numunesinin, sabit sıcaklıkta ve tek eksende, belirli bir hızla, malzeme dağılıncaya kadar yani yük taşıyamaz duruma gelene kadar basılması işlemidir. Basma makinalarında basma plakaları aracılığı ile örneğe yük uygulanır. Yük uygulanan plakaların alt ve üst yüzeyleri, numunenin düşey eksenine dik ve birbirine paralel olmalıdır (Şekil 2.9). Basma deneyinde çok küçük boyuttaki örnekler bile deneye tabi tutulabilir. Bu durum, deneye tabi tutulacak malzemelerin pahalı ve çok az olması durumunda yararlar sağlar (130).



Şekil 2.9 Baskı dayanım testinin şematik gösterimi.

2.8 Scanning Electron Microscopy (SEM)

Görüntü iletimini sağlayan ışık yollarını merceklerle değiştirerek daha küçük ayrıntıların görülmesine imkan veren aygıtlar geliştirilmiştir. Taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM)' nda temel prensip primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Tarama işleminden önce örneklerin belirli bir prosedüre göre hazırlanması gerekmektedir. Örnekler kakodilat buffer solusyonunda %2,5 gluteraldehit içinde sabitlenir. Daha sonra konstrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde dehidratasyona tabi tutulur. Alüminyum kalıplara oturtulan örnekler altın püskürtme aletiyle ince bir altın tabakası ile kaplanır (131, 132). Tarama işlemi esnasında primer elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girerek bu elektronların etrafa dağılmasına neden olur. Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronların algılayıcılar tarafından tespit edilip

toplanmasıyla yüzeyin topografisi, bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilir. Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise o kadar karanlık olur. Bu şekilde örnek yüzeyinin gri tonlarında görüntüsü elde edilir (133).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmanın uygulanmasına; Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar ve Etik Kurulu' nun 07.05.2013 tarih ve 2013-05/20 numaralı kararı ile izin verilmiştir.

Tez çalışmamız; Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi (TAUM) SEM Laboratuvarı olanakları kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

3.1 Deney Grupları ve Örneklem Büyüklüğünün Saptanması

Çalışmamızda deney uygulanacak grupların hazırlanmasında lityum disilikat cam seramik IPS e-max CAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), rezin nano seramik Lava Ultimate (3M ESPE, USA) ve feldspatik cam seramik Vita Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen) CAD/CAM blokları kullanılmıştır (Şekil 3.1- 3.2). Blokların üretici firma ve menşeileri Çizelge 3.1' de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1 Çalışmada kullanılan malzemeler, üretici firmaları ve menşeileri.

CAD/CAM BLOK	ÜRETİCİ FİRMA
IPS e-max CAD	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein
Lava Ultimate	3M ESPE, USA
Vita Mark II	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen

Şekil 3.1 Blokların bir arada görüntüsü.

Şekil 3.2 a. IPS e-max CAD CAD/CAM blok.
b. Lava Ultimate CAD/CAM blok.
c. VITA MARK II CAD/CAM blok.

Oluşturulan deney grupları Çizelge 3.2' te gösterilmiştir. İstatistiksel olarak α= 0,01, β= 0,20 (1-β)= 0,80 olarak alındığında her bir gruba 12'şer örnek alınmasına karar verilmiştir ve araştırmanın gücü P= 0,80266 olarak bulunmuştur. Örneklem büyüklüğü saptama işlemi PASS (NCSS, Kaysville, UT) kullanılarak yapılmıştır.

IPS e-max CAD, Lava Ultimate ve Vita Mark II CAD/CAM bloklarından toplam 72 adet alt birinci büyük azı kuronun restore edilmiştir. Her bir bloğa ait restore edilen

kuronlardan kontrol grubu olan 12 tanesine ise hiçbir işlem yapılmadan, diğer 12 tanesine ise termal siklus uygulanarak kırılma testine tabi tutulmuştur.

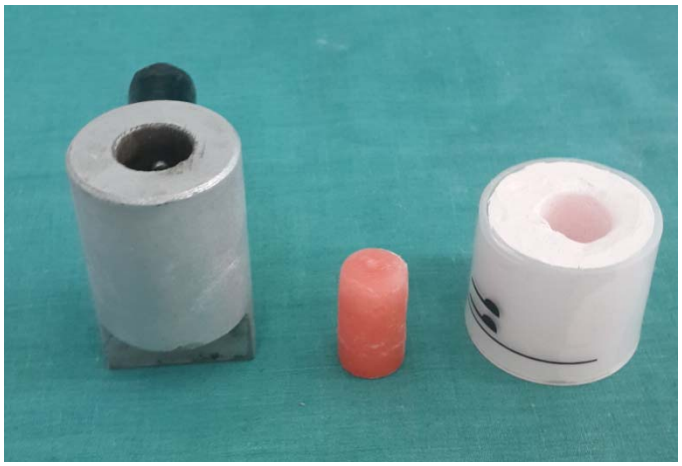
Çizelge 3.2 Çalışmada oluşturulan gruplar.

	IPS e-max CAD (n)	Lava Ultimate (n)	Vita Mark II (n)	Toplam örnek sayısı (N)
Kontrol	12	12	12	36
Termal siklus	12	12	12	36
Toplam örnek sayısı (N)	24	24	24	72

3.2 Örneklerin Hazırlanması

Öncelikle kırılma dayanıklılığının tespit edilebilmesi için Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Lloyd LR10K Plus Universal Kırma Test Aleti (Ametek Inc, England)' nin alt tablasına sabitlenen parçanın içerisindeki boşluk vazelin sürülerek izole edilmiştir (Şekil 3.3). Mum; boşluk içerisine eritilerek doldurulmuş, donduktan sonra çıkarılmıştır. Böylece kırılma testi için akrilik blokların yerleştirileceği boşluğun şekli mum ile elde edilmiştir. Mum blok daha sonra silikon kalıp içerine gömülmüş, örnekleri bağlamak için alt yapı oluşturacak akrilik için kalıp oluşmuştur (Şekil 3.4).

Şekil 3.3 Lloyd LR10K Plus Universal Kırma Test Aleti' nin alt tablasına sabitlenen parça.



Şekil 3.4 Test yapılacak parçanın şeklinin silikonla taklit edilmesi.

Silikon kalıp içerisine pembe soğuk akrilik hazırlanmış ve implant analogları, seviyesi akriliğin üst sınırında kalacak şekilde ve dik bir biçimde akrilik sertleşmeden içerisine gömülerek numuneler sabitlenmiştir (Şekil 3.5).

İmplant analoglarının üzerine yerleştirilmek üzere 6 mm uzunluğu, 4,8 mm kole genişliği ve 4,8° açılanması olan MİS (Medical Implant System, Shlomi, Israel) firmasına ait standart abutmentler kullanılmıştır. Akrilik bloklar, kırılma testinde kullanılacak parça ile sabitlenmiş ve abutmentler firma standartlarına uygun olarak 30 N' a kadar torklanmıştır (Şekil 3.6).

Şekil 3.5 Üniversal test cihazının sabitleme parçası**,** akriliğe gömülmüş analoğun üzerine yerleştirilmiş abutment ve firmaya ait tork anahtarı.

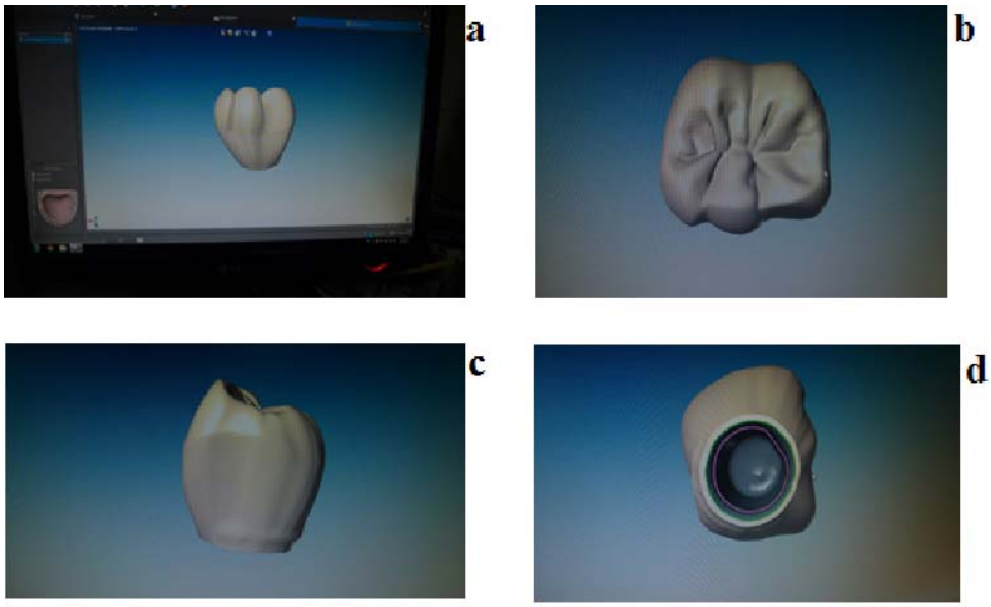
Şekil 3.6 Örneklerin 30 N'da torklanması.

Hazırlanan alt yapı CAD/CAM (Yena Makine San. ve Tic. Ltd. İstanbul/Türkiye) ünitesinin scanner kısmına yerleştirilmiş ve abutment taratılmıştır (Şekil 3.7- 3.8).

Şekil 3.7 Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi CAD/CAM Laboratuvarı.

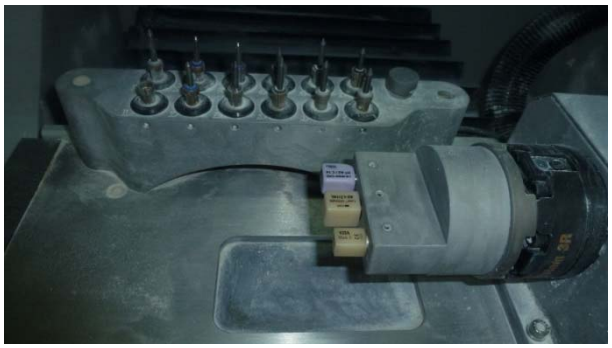
Şekil 3.8 Abutmentin tarayıcıda taratıldıktan sonraki bukkal(a) ve okluzal(b) görüntüsü.

Taranan abutment üzerine CAD sistemi ile alt 1.molar kuron anatomik forma uygun olarak dizayn edilmiştir (Şekil 3.9). Dizayn edilen mandibular birinci moların mesiodistal genişliği 10 mm, bukkolingual genişliği 8 mm ve okluzal kalınlığı 1,5 mm olacak şekilde standardize edilmiştir.



Şekil 3.9 a.CAM ünitesinde dizayn edilen kurona ait bukkal görüntü.
b.CAM ünitesinde dizayn edilen kurona ait okluzal görüntü.
c.CAM ünitesinde dizayn edilen kurona ait mesial görüntü.
d.CAM ünitesinde dizayn edilen kuronun iç yüzey görüntüsü.

CAD sistemi ile kuron dizaynı tamamlandıktan sonra CAM sistemi ile üretime geçilmek üzere bloklar cihazın freze ünitesine yerleştirilmiştir (Şekil 3.10- 3.11). Frezeleme işlemi sırasında her 5 blokta bir frezler yenilenmiştir.

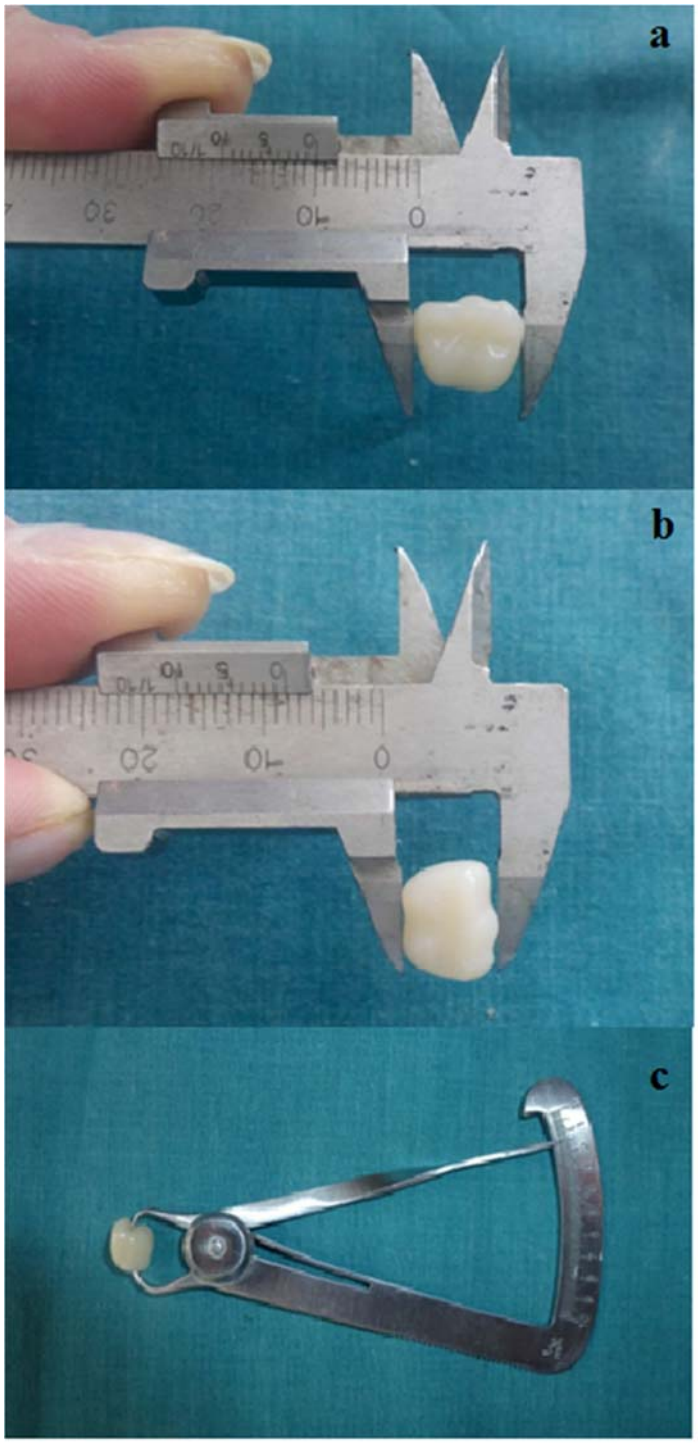


Şekil 3.10 Kazıma ünitesine yerleştirilen CAD/CAM blokları.

Şekil 3.11 Kazıma için kullanılan CAD/CAM frezleri.

IPS e-max CAD blok, Lava Ultimate ve Vita Mark II bloklara ait örneklerin tamamı frezelenmiştir. Frezeleme işleminden sonra kuronlar, bloğa bağlanmayı sağlayan konnektörlerinden ayrılmıştır.

Konnektörlerinden ayrılan bütün kuronların; mesiodistal boyutunun 10 mm, bukkolingual boyutunun 8 mm ve okluzal fossadaki kalınlığının 1,5 mm olduğu kontrol edilerek doğrulanmıştır (Şekil 3.12).



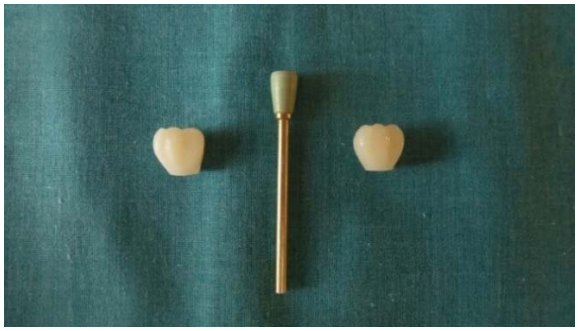
Şekil 3.12 a. Kuronların mesiodistal boyutu.
b. Kuronların bukkolingual boyutu.
c. Kuronların okluzal kalınlığı.

IPS e-max CAD kuronlar, Programat P300 (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) isimli porselenen fırınının iki kademeli olan 51 nolu programında kristalizasyonu sağlayabilmek amacı ile; 850 °C/1,562 °F'de ortalama 20-30 dakika tutulmuştur. Bu uygulama; IPS e.max CAD' in son dayanıklılığına ve mavimsi renkte olan ilk halinden istenen diş rengi, translüsensliği ve parlaklığı gibi estetik özelliklere ulaşılması için yapılmıştır (Şekil 3.13- 3.14).

Şekil 3.13 Programat P300 porselen fırını.

Şekil 3.14 a. IPS e-max CAD'in freze ünitesinden çıkarıldığı ilk hali.
b. IPS e-max CAD'in konnektöründen ayrıldığı hali.
c. IPS e-max CAD'in kristalizasyon işleminden sonraki rengi değişmiş hali.

Lava Ultimate kuronlar ise konnektörlerinden ayrıldıktan sonra dış yüzeyine kompozit lastiği ile yapılan polisaj işlemi ile parlatılmıştır (Şekil 3.15).

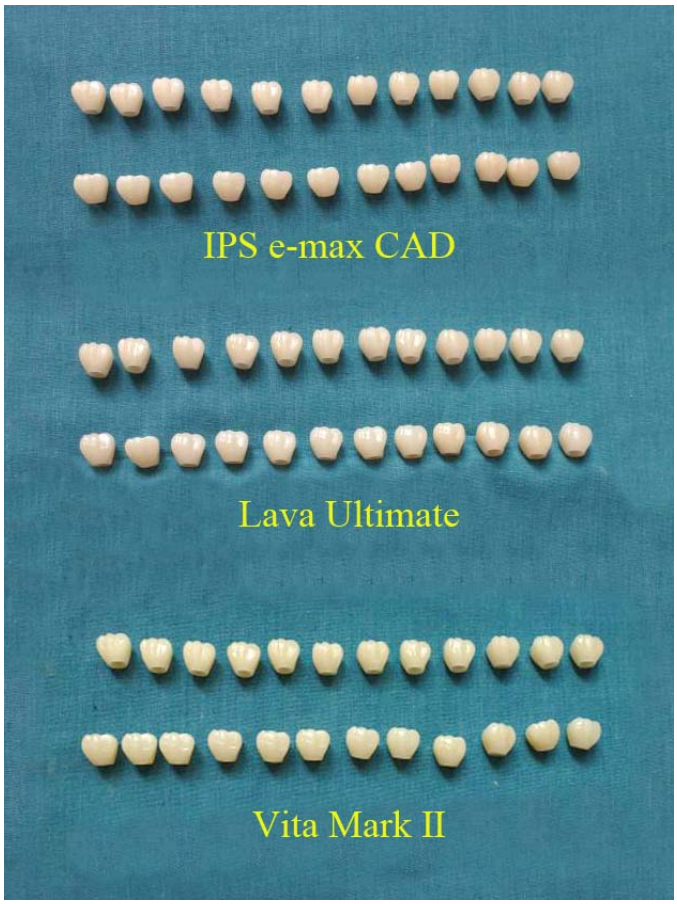


Şekil 3.15 Lava Ultimate kuronların kompozit lastiği yardımı ile parlatılması.

Vita Mark II kuronlara konnektörlerinden ayrıldıktan sonra glaze işlemi uygulanmıştır (Şekil 3.16). Glaze işlemi firma talimatına göre; ısı 4 dk da 500^{o}C' ye kadar yükselip, kuronlar fırının içine alındıktan sonra dakikada 80^{o}C ısı artışıyla 900^{o}C' ye gelip, kuronlar bu sıcaklıkta 1 dk kaldıktan sonra ısı 600^{o}C' ye düşüp fırından çıkacak şekilde yapılmıştır. Bu işlem yaklaşık 13 dk sürmektedir.

Şekil 3.16 a.Vita Mark II'nin freze ünitesinden çıkarıldığı ilk hali.
b.Vita Mark II'nin konnektöründen ayrılıp glaze işlemi uygulanmış hali.

Hazırlanan kuronların tümü Şekil 3.17' de gösterilmiştir.



Şekil 3.17 Hazırlanan implant üstü kuron örnekler.

3.3 Simantasyon

Kuronların abutmentler üzerine simantasyonunda; içeriğinde metil metakrilat ve %43 oranında gren büyüklüğü 12,5µm inorganik doldurucular bulunan, RelyX Unicem 2 self adeziv dual cure resin siman kullanılmıştır (Şekil 3.18).

Şekil 3.18 Çalışmada kullanılan self adeziv dual cure rezin siman.

Hazırlanılan kuronların yapışma yüzeyi simanın kullanma kılavuzu esas alınarak Çizele 3.3' te gösterildiği gibi simantasyon öncesinde bazı işlemlere tabi tutulmuştur.

Çizelge 3.3 Simantasyon öncesinde kuron iç yüzeyine uygulanan işlemler ve süreleri.

Bloklar	Uygulanan İşlem	İşlem Süresi
IPS e-max CAD	Hidroflorik asit IPS Ceramic Etching Gel	20 sn
	Primer Monobond-S	60 sn
Lava Ultimate	İşlem uygulanmadı	-
Vita Mark II	Hidroflorik asit IPS Ceramic Etching Gel	20 sn
	Primer Monobond-S	60 sn

Buna göre; cam seramik olan IPS e-max CAD ve Vita Mark II bloklardan oluşturulan kuronların restorasyon yüzeyine; üretici firma kullanma kılavuzuna göre; 20 sn süresince %5 lik hidroflorik asit içerikli IPS Ceramic Etching Gel (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) uygulanmıştır (Şekil 3.19- 3.20).

Şekil 3.19 IPS Ceramic Etching Gel.

Şekil 3.20 Cam seramik kurona hidroflorik asit uygulanması.

Asit uygulanan yüzey yaklaşık 30 sn boyunca basınçlı su spreyi sıkılarak yıkanmış ve sonrasında hava spreyi ile kurutulmuştur. Böylece primer uygulanacak yüzey hazır hale getirilmiştir.

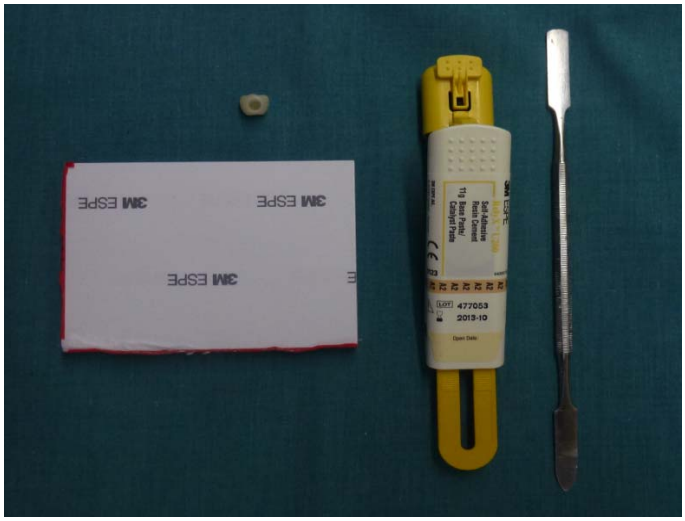
Primer olarak Monobond-S (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) kulanılmıştır. Firma talimatı göz önünde bulundurularak Monobond-S; 60 sn süresince restorasyon yüzeyine uygulandıktan sonra hava spreyi ile kurutulmuştur (Şekil 3.21).

Şekil 3.21 Cam seramik kurona primer uygulanması.

Nanoseramik içerikli Lava Ultimate bloklardan oluşturulan kuronlara ise sadece hava spreyi sıkılarak içerisindeki toz vs. artıkların temizlenmesi sağlanmıştır.

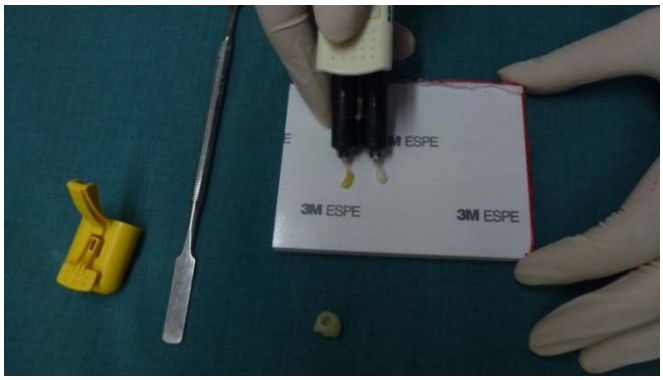
Abutmentlerin yüzeyi de hava spreyi sıkılarak temizlendikten sonra simantasyon işlemine geçilmiştir.

Hazırlık işlemleri bitmiş olan kuronlar abutmentler üzerine RelyX Unicem 2 Self-Adhesive Resin Cement (3M ESPE, USA) kullanılarak simante edilmiştir (Şekil 3.22).



Şekil 3.22 RelyX Unicem 2 Self-Adhesive Resin Cement.

Toplam çalışma süresi 2 dk olan simanın; kullanımı kolaylaştıran cliker formu sayesinde 1:1 oranında sıkılan baz ve katalist kısmı yaklaşık 20 sn kadar karıştırılmış ve kuronun iç yüzeyine yerleştirilmiştir. Böylece her bir kuron içerisine eşit miktarda siman yerleşimi sağlanmıştır (Şekil 3.23- 3.24).



Şekil 3.23 Cliker formlu simanda bir sıkıştaki baz ve katalist miktarı.

Şekil 3.24 Bir click miktarında olan simanın kuron içerisine yerleştirilmesi.

Daha sonra kuronlar parmak basıncı altında abutment üzerine uygun yerleşimde adapte edilmiştir. Simantasyon sırasında uygulanan kuvvetin standart hale getirilmesi amacı ile yerleştirilen kuronun üzerine 2 kg ağırlık uygulanmıştır. Bu halde 2 sn ye ışığa tabi tutulmuş ve ön sertleşme gerçekleştirilmiştir. Artık siman parçacıkları bir sond yardımıyla temizlendikten sonra firma talimatına uygun olarak kuronun her yüzeyinden 20 sn ışın uygulanmıştır (Şekil 3.25- 3.26).

Şekil 3.25 Kırma testinde kullanılacak olan parça ile akrilik bloğun sabitlenmesi ve uygulanan ağırlık.

Şekil 3.26 Kuron parmak basıncıyla abutment üzerine yerleştirildikten sonra uygulanan sabit ağırlık.

Simantasyon işlemi tamamlandıktan sonra örneklerin hepsi 24 saat boyunca 37 ºC' ye ayarlanan distile su banyo cihazında (Nüve BM 302- Nüve Sanayii Malzemeleri İmalat ve Ticaret A.Ş Ankara/Türkiye) bekletilmiştir (Şekil 3.27).

Şekil 3.27 Su banyosunda 37ºC' de 24 saat bekletilen örnekler.

3.4 Termal Siklus Uygulaması

Her bir gruba ait IPS e-max CAD, Lava Ultimate ve Vita Mark II kuronlardan 12'şer tane olmak üzere toplam 36 tanesine herhangi bir işlem uygulanmamış, geri kalan 36 tanesine ise termal siklus uygulanmıştır. Bu test, en düşük 5 ºC ve en yüksek 55 ºC aralığında, soğuk ve sıcak su banyolarında 30' ar sn. olmak üzere toplam 60 sn bekletme süresinde 5000 devir olacak şekilde Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı' nda bulunan termal siklus cihazında (Gökçeler Makine Tic. Ve San. Ltd. Şti. Sivas/Türkiye) gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.28- 3.29- 3.30- 3.31).

Şekil 3.28 Termal siklus cihazı.

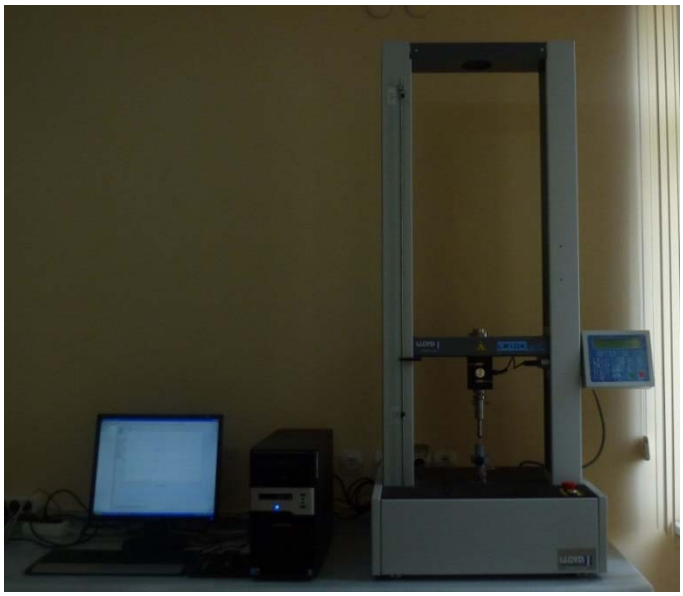
Şekil 3.29 Termal siklus cihazı ısı ve bekleme süresi ayarları.

Şekil 3.30 Termal siklus cihazı uygulanan test sayısı.

Şekil 3.31 Termal siklus uygulandıktan sonra örnekler ve renk değişimleri.

3.5 Baskı Dayanım Testinin Uygulanması

Araştırmada, kırılma dayanıklılığının tespit edilebilmesi için Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı' nda bulunan Lloyd LR10K Plus Universal Kırma Test Aleti (Ametek Inc, England) kullanılarak örneklere baskı dayanım testi uygulanmıştır (Şekil 3.32).



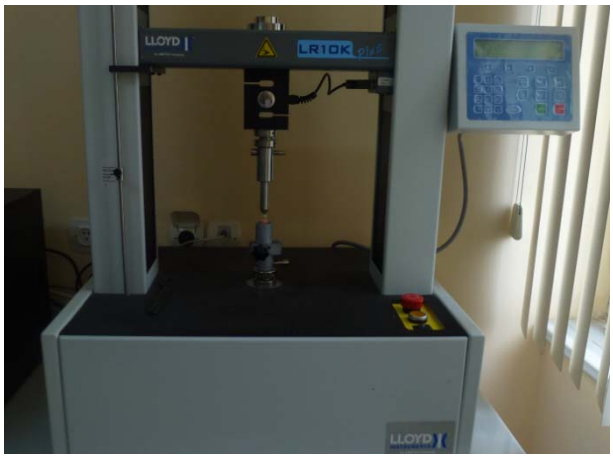
Şekil 3.32 Lloyd LR10K Plus Universal Kırma Test Aleti.

5 mm çapında metal bir uç ile kırma işlemi yapılmıştır (Şekil 3.33). Metal uç, kırma aletinin üst kafasına sabitlenmiş ve tüm örneklerin kırılma deneyleri sırasında kullanılmıştır. Örnekler ise kırma cihazının alt tablasına sabitlenmiştir (Şekil 3.34).

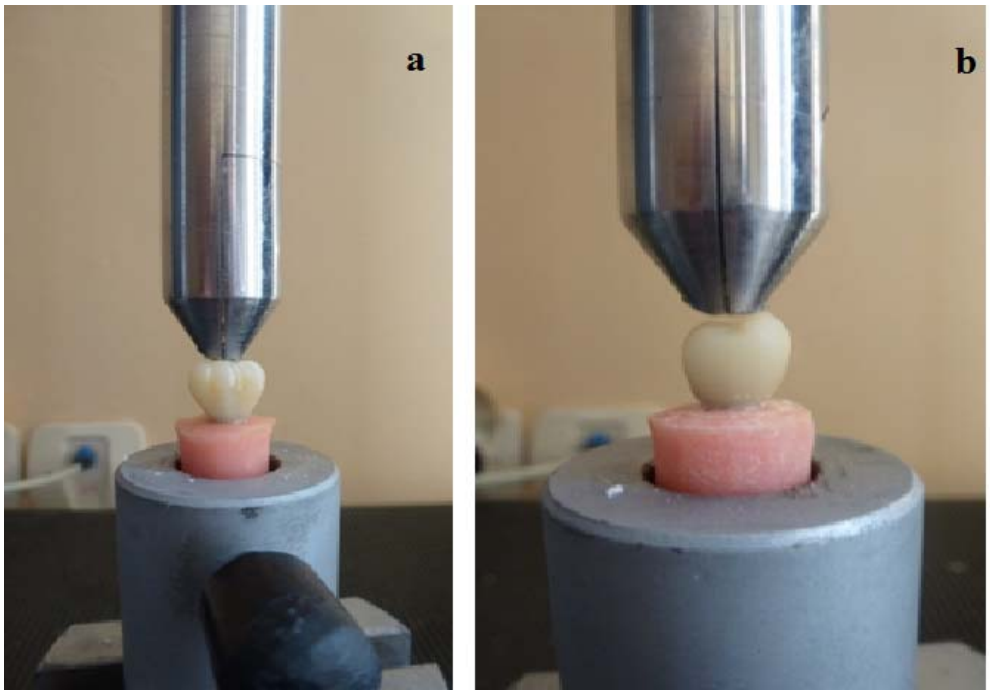
Şekil 3.33 Kırma işlemi yapılan metal ucun çapı.

Şekil 3.34 Metal ucun sabitlenmiş hali ve alt tabla.

Kırma cihazının alt parçasına sabitlenen örnekler kırma ucu tam santral fossaya denk gelecek şekilde ayarlanmıştır (Şekil 3.35- 3.36).

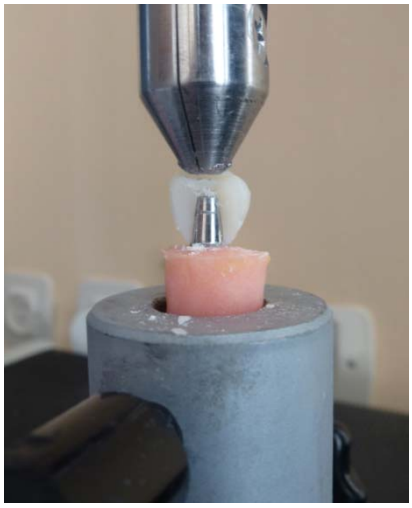


Şekil 3.35 Cihazın alt tablasına sabitlenen örnek.



Şekil 3.36 a. Kırma ucu kuronun santral fossa hizasındayken bukkal yüzeyin görüntüsü.
b. Kırma ucu kuronun santral fossa hizasındayken distal yüzeyin görüntüsü.

Yetmiş iki adet örnek 0,5 mm/dak kafa hızı ile basma tipi kuvvet uygulanarak tek tek kırılma dayanıklılıkları açısından test edilip elde edilen değerler Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir (Şekil 3.37).



Şekil 3.37 Kırılma testi uygulanan bir örnek.

3.6 Scanning Electron Microscopy (SEM) Analizi

SEM analizleri Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma Uygulama Merkezi Araştırma Laboratuarı' ndaki SEM Cihazı (LEO 440 Computer Controlled Digital, UK) ile bağımsız bir SEM analiz uzmanı tarafından gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.38).

Şekil 3.38 Çalışmamızda kullanılan SEM cihazı.

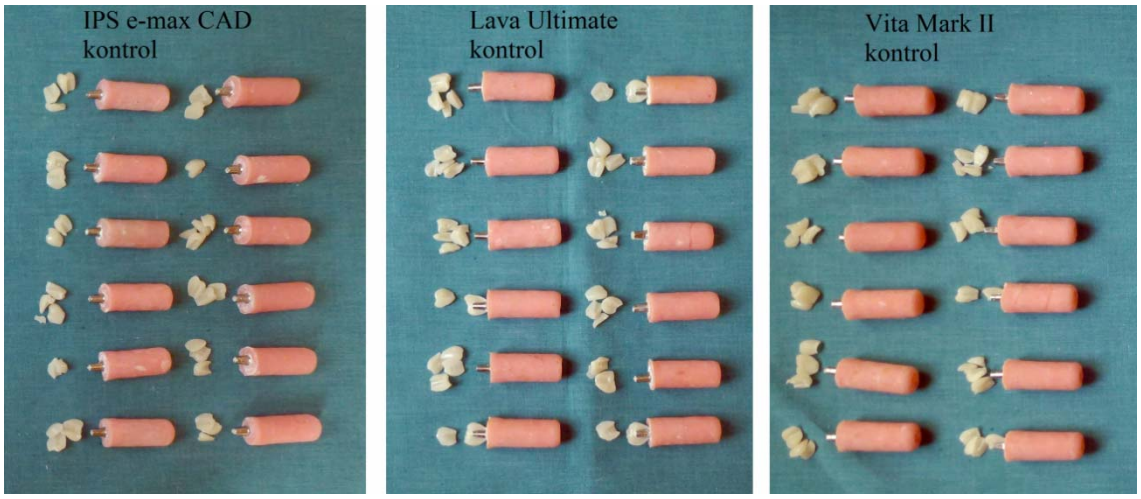
Tarama işleminden önce örneklerin belirli bir prosedüre göre hazırlanması gerekmektedir. Örnekler kakodilat buffer solusyonunda %2,5 gluteraldehit içinde sabitlenmiştir. Daha sonra konstrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde dehidratasyona tabi tutulup Critical Point Drier (Polaran E3100 cihazı, England) ile kurutulmuştur. Kurutulan örnekler çift taraflı karbon bant yardımıyla numune tutuculara yerleştirilmiştir. Numuneler daha sonra saniyede 3 Angstrom kaplama yapabilen Splutter Coater (Polaron SC7620, UK) cihazı yardımıyla yaklaşık olarak 135 Angstrom kalınlığında altın-paladyum ile kaplanmıştır. Kaplanan örnekler LEO 440 (UK) taramalı elektron mikroskobu yardımıyla incelenmiştir. Farklı büyütmelerde alınan görüntülerle kırık yüzeyi incelemesi yapılmıştır.

3.7 İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel analizler SPSS (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc., Chicago, ABD) bilgisayar paket programının 14.0 versiyonu kullanılarak yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde ortalama, standart sapma gibi tanımlayıcı istatistiksel analizlere yer verilmiştir. Parametrik test varsayımları (Kolmogorof Smirnov) yerine getirildiğinde varyans analizi, tukey testi ve iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi kullanılmış ve yanılma düzeyi 0,05 olarak alınmıştır.

4. BULGULAR

Kırılma dayanıklılığının tespit edilebilmesi için Lloyd LR10K Plus Universal Kırma Test Aleti (Ametek Inc, England) kullanılarak baskı dayanım testi uygulandıktan sonra her bir örneğe ait kırılan parçalar; Şekil 4.1 ve 4.2' deki gibi fotoğraflanmıştır.



Şekil 4.1 Kontrol gruplarına baskı dayanım testi uygulandıktan sonra kırık parçaların görüntüsü.

Şekil 4.2 Termal siklus gruplarına baskı dayanım testi uygulandıktan sonra kırık parçaların görüntüsü.

IPS e-max CAD termal siklus grubuna ait örneklerden bir tanesi; test uygulanırken implant vidasından kırılmıştır (Şekil 4.3). Vida kırıldığında; en yüksek uygulanan kuvvet değeri 1650 N' dur.

Şekil 4.3 IPS e-max CAD termal siklus grubunda baskı dayanım testi uygulanırken implant vidasından kırılan örnek.

4.1 Kırılma Dayanımı Değerlerinin Analizi

Kontrol gruplarının kırılma dayanımı değerleri kendi içerisinde incelendiğinde; en yüksek değerin 2064,16 ± 613,55 N ile IPS e-max CAD' e; en düşük değerin ise 1174,16 ± 267,86 N ile Vita Mark II' ye ait olduğu gözlemlenmiştir.

Yine aynı şekilde termal siklus gruplarının kırılma dayanımı değerleri kendi içerisinde incelendiğinde; en yüksek değerin 2440,00 ± 543,14 N ile IPS e-max CAD grubuna, en düşük değerin 1224,16 ± 434,79 N ile Lava Ultimate grubuna ait olduğu belirlenmiştir. Termal siklus uygulanmadan önce ve termal siklus uygulandıktan sonra kırılma dayanımı değeri en yüksek olan blok grubu IPS e-max CAD' dir.

Kontrol grubundaki her üç bloğa ait değerler karşılaştırıldığında farklılık önemli bulunmuştur ($p<0,05$). Gruplara ait değerler ikişerli karşılaştırıldığında; IPS e-max CAD kontrol ile Lava Ultimate kontrol grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunurken ($p>0,05$), IPS e-max CAD kontrol ile Vita Mark II kontrol grupları arasındaki farklılık ve Lava Ultimate kontrol ile Vita Mark II kontrol grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p<0,05$).

Termal siklus uygulanan gruptaki her üç bloğa ait değerler karşılaştırıldığında farklılık önemli bulunmuştur ($p<0,05$). Gruplara ait değerler ikişerli karşılaştırıldığında; termal siklus uygulanan IPS e-max CAD ile Lava Ultimate grupları ve IPS e-max CAD ile Vita Mark II grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunurken ($p<0,05$), Vita Mark II ve Lava Ultimate grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p>0,05$) (Çizelge 4.1).

Çizelge 4.1 Kontrol ve termal siklus gruplarına ait değerlerin kendi içinde karşılaştırılması.

Gruplar	**Kontrol grubuna ait değerler (Newton) X ± S**	**Termal siklus grubuna ait değerler (Newton) X ± S**
IPS e-max CAD	2064,16 ± 613,55	2440,00 ± 543,14
Lava Ultimate	1794,16 ± 350,88	1224,16 ± 434,79
Vita Mark II	1174,16 ± 267,86	1421,25 ± 345,41
SONUÇ	**F= 13,12** **p= 0,001***	**F= 25,39** **p= 0,001***

*p<0,05 önemli, X=ortalama, S=standart sapma

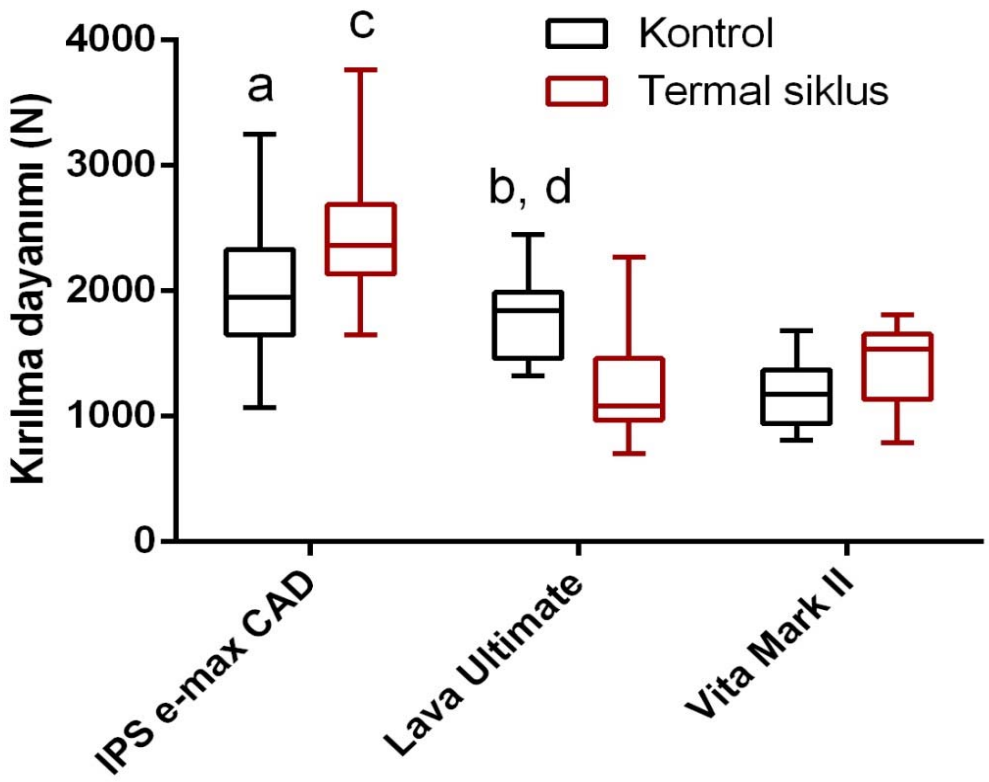
IPS e-max CAD ve Vita Mark II bloklarına ait örneklerin; termal siklus uygulanmadan önce ve termal siklus uygulandıktan sonraki kırılma değerleri karşılaştırıldığında; termal siklus uygulamasından sonra iki grubun kırılma dayanımı değerlerinde bir artış gözlenmiş, ancak aradaki farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur (p>0,05). Lava Ultimate bloklara ait örneklere termal siklus uygulanmadan önce ve termal siklus uygulandıktan sonraki kırılma değerleri karşılaştırıldığında ise farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmuş (p<0,05), Lava Ultimate grubunda termal siklus uygulandıktan sonraki kırılma dayanımı değerlerinde düşme görülmüştür (Çizelge 4.2).

Çizelge 4.2 IPS e-max CAD, Lava Ultimate ve Vita Mark II CAD/CAM bloklarına ait termal siklus uygulanmadan önce ve termal siklus uygulandıktan sonraki kırılma değerlerinin karşılaştırılması.

Gruplar	**Kontrol grubuna ait değerler (Newton) X ± S**	**Termal siklus grubuna ait değerler (Newton) X ± S**	**SONUÇ**
IPS e-max CAD	2064,16 ± 613,55	2440,00 ± 543,14	**t= 1,58 p= 0,126**
Lava Ultimate	1794,16 ± 350,88	1224,16 ± 434,79	**t= 3,53 p= 0,002***
Vita Mark II	1174,16 ± 267,86	1421,25 ± 345,41	**t= 1,95 p= 0,063**

*p<0,05 önemli, X=ortalama, S=standart sapma

IPS e-max CAD, Lava Ultimate ve Vita Mark II bloklarının termal siklus uygulanmadan önce ve termal siklus uygulandıktan sonraki kırılma dayanımları; yatay çizgi ortalamaları, kutu alt ve üst kenarları %25 ve %75 yüzdelikleri, çubuklar ise en küçük ve en büyük değerleri gösterecek şekilde Grafik 4.1 de sunulmuştur.

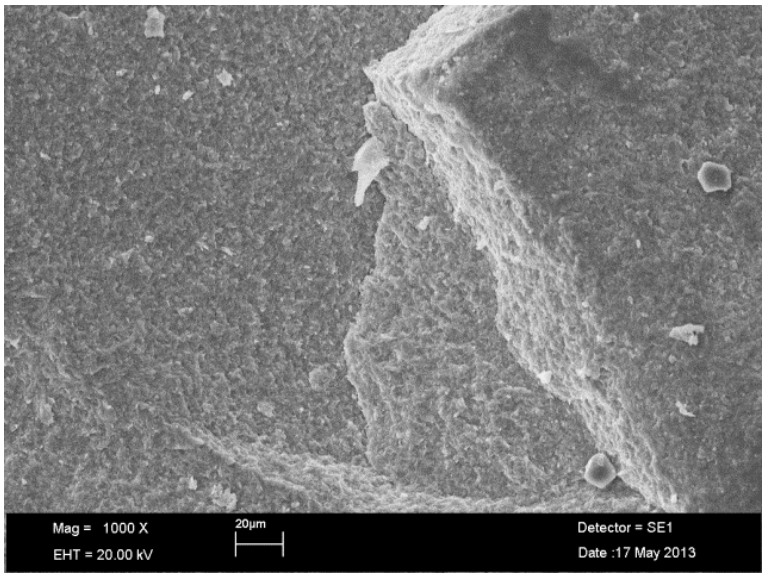


Grafik 4.1 IPS e-max CAD, Lava Ultimate ve Vita Mark II bloklarının termal siklus uygulanmadan önce ve uygulandıktan sonraki kırılma dayanımları.

[a] p<0,05 Termal siklus uygulanmadan önce IPS e-max CAD ile Vita Mark II.
[b] p<0,05 Termal siklus uygulanmadan önce Lava Ultimate ile Vita Mark II.
[c] p<0,05 Termal siklus uygulanan IPS e-max CAD' in Lava Ultimate ve Vita Mark II'ye göre.
[d] p<0,05 Termal siklus uygulanmadan önce ve sonra Lava Ultimate.

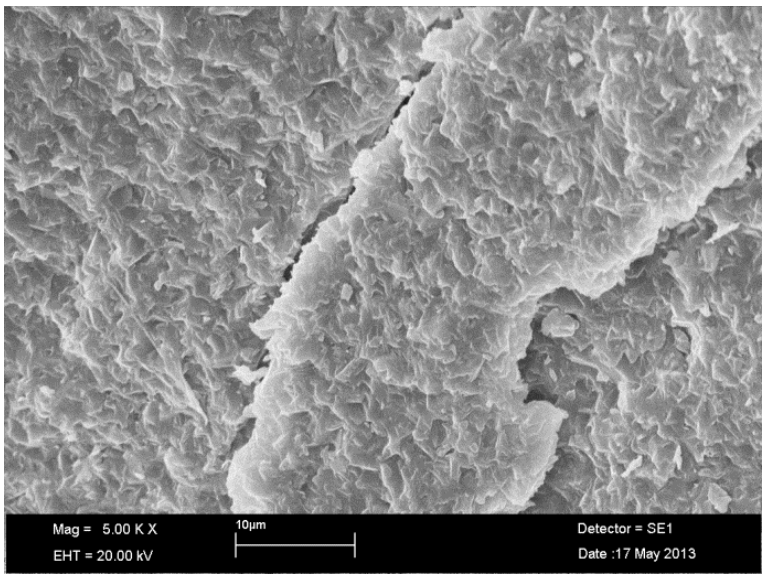
4.2 Örneklerin SEM Görüntüleri

Çalışmamızda termal siklus uygulanmadan önce ve termal siklus uygulandıktan sonra kırılma testi uygulanan örneklerden; Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma Uygulama Merkezi Araştırma Laboratuarı' ndaki SEM Cihazı (LEO 440 Computer Controlled Digital, UK) ile ×1000 ve ×5000 büyütmelerde görüntüler alınmıştır. Elde edilen SEM fotoğrafları Şekil 4.4 - 4.15' te verilmiştir.



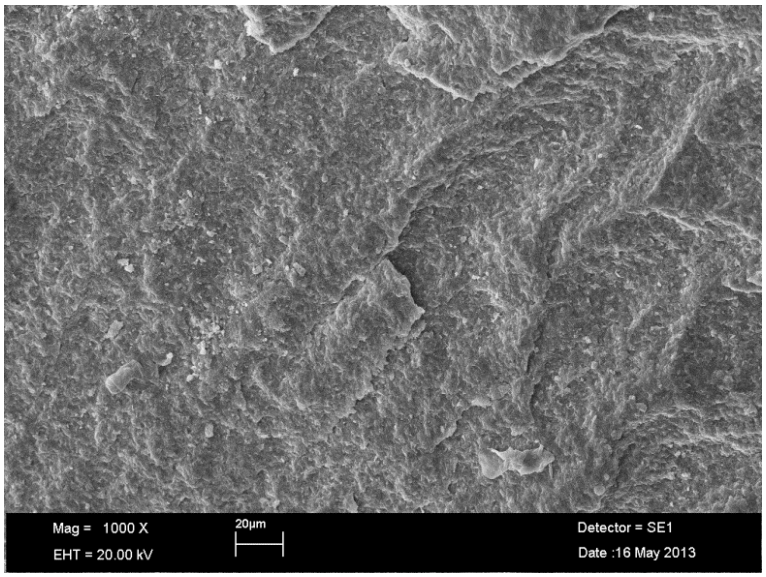
Şekil 4.4 IPS e-max CAD kontrol grubundaki kuronun kırık yüzeyinin ×1000 büyütmedeki görüntüsü.

Şekil 4.4 te yüzeydeki çatlaklar ve kırık hattı izlenmektedir.



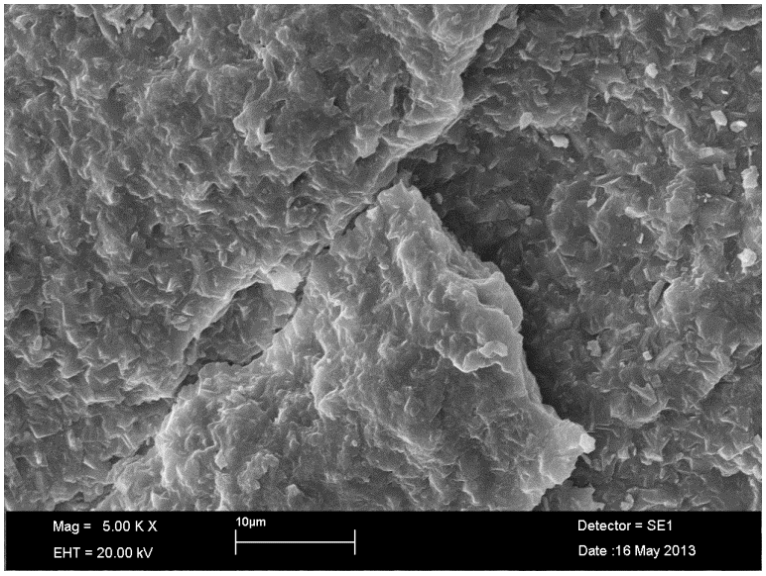
Şekil 4.5 IPS e-max CAD kontrol grubundaki kuronun kırık yüzeyinin ×5000 büyütmedeki görüntüsü.

Şekil 4.5 te parçalı kırık hattı net bir şekilde izlenmektedir.



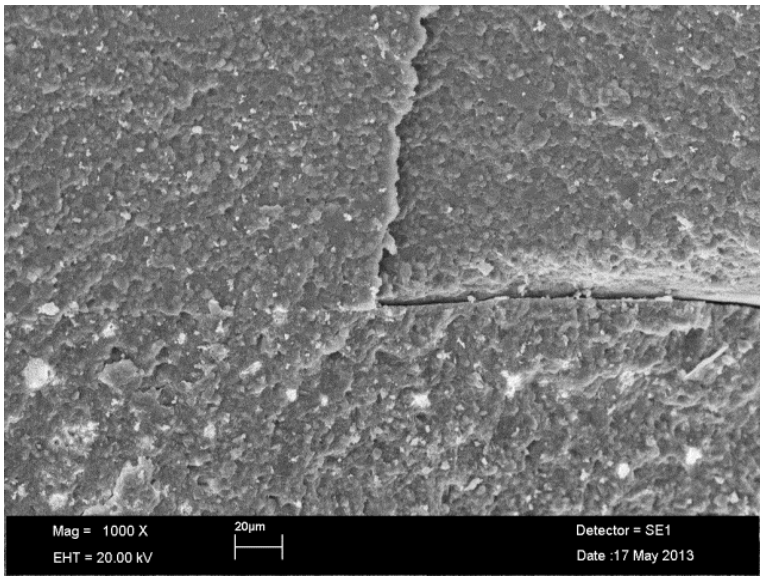
Şekil 4.6 IPS e-max CAD termal siklus grubundaki kuronun kırık yüzeyinin ×1000 büyütmedeki görüntüsü.

Şekil 4.6 da kırık yüzeyindeki çatlaklar görülmektedir.



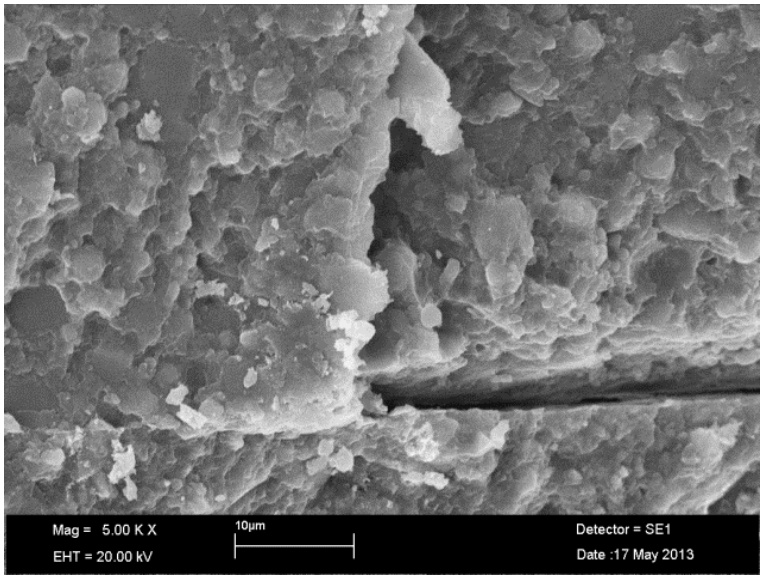
Şekil 4.7 IPS e-max CAD termal siklus grubundaki kuronun kırık yüzeyinin ×5000 büyütmedeki görüntüsü.

Şekil 4.7 de parçalı kırıklar gözlenmektedir.



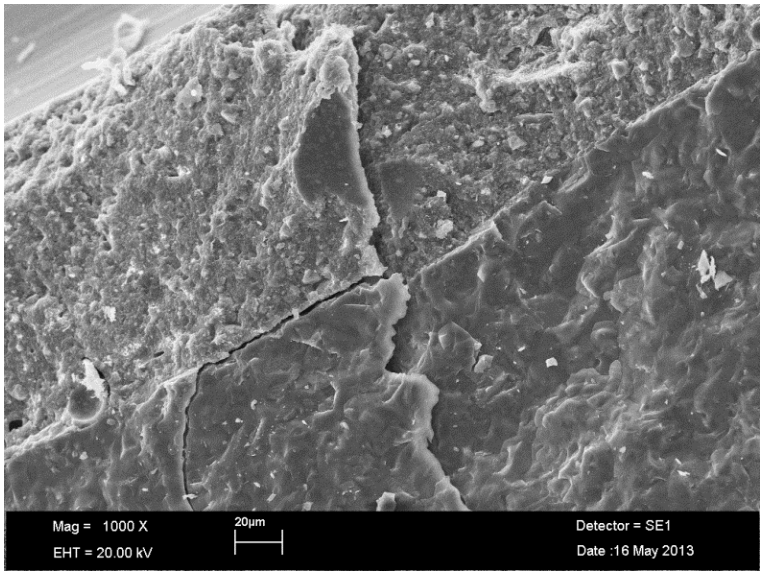
Şekil 4.8 Lava Ultimate kontrol grubundaki kuronun kırık yüzeyinin ×1000 büyütmedeki görüntüsü.

Şekil 4.8 de yüzeydeki kırık hattı izlenmektedir.



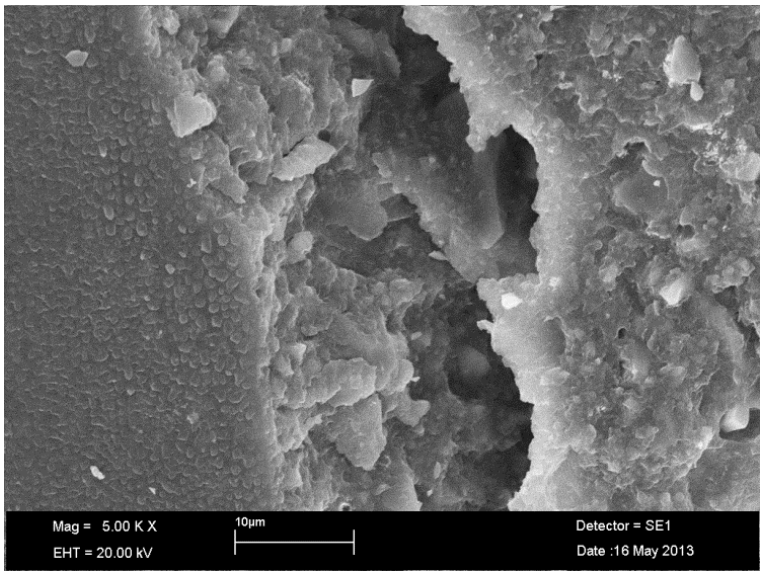
Şekil 4.9 Lava Ultimate kontrol grubundaki kuronun kırık yüzeyinin ×5000 büyütmedeki görüntüsü.

Şekil 4.9 da, Şekil 4.8 deki kırık bölgesine ait daha yakın görüntü izlenmektedir.



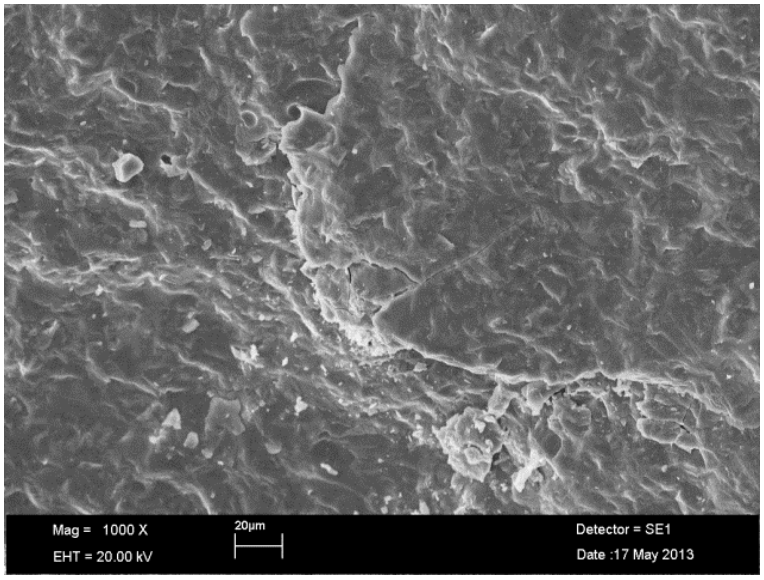
Şekil 4.10 Lava Ultimate termal siklus grubundaki kuronun kırık yüzeyinin ×1000 büyütmedeki görüntüsü.

Şekil 4.10 da kırık yüzey ve çatlaklar izlenmektedir.



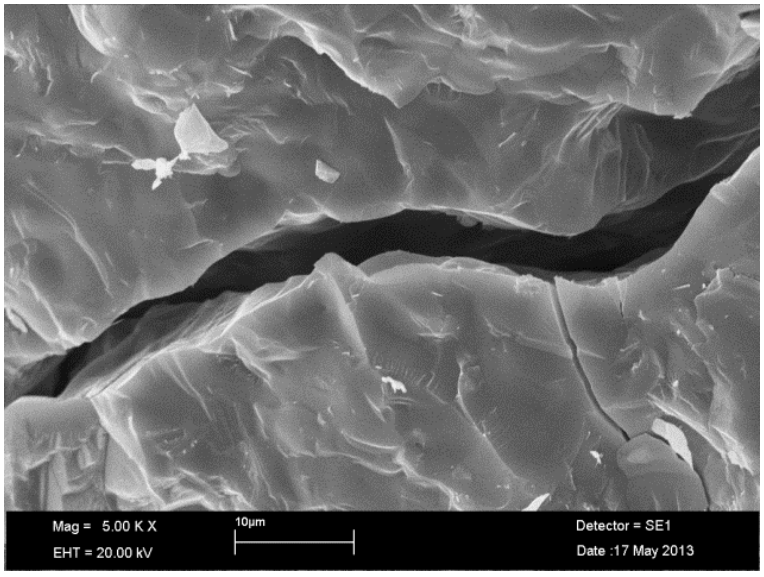
Şekil 4.11 Lava Ultimate termal siklus grubundaki kuronun kırık yüzeyinin ×5000 büyütmedeki görüntüsü.

Şekil 4.11 de kırık hattı net bir şekilde izlenmektedir.



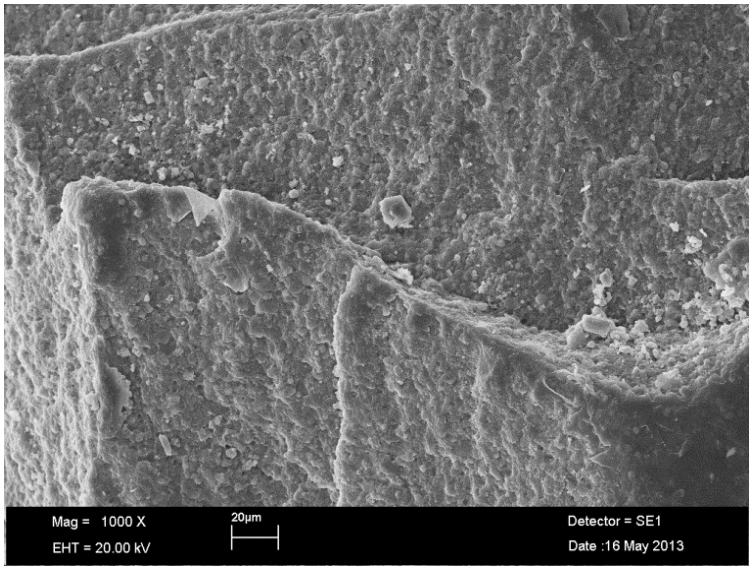
Şekil 4.12 Vita Mark II kontrol grubundaki kuronun kırık yüzeyinin ×1000 büyütmedeki görüntüsü.

Şekil 4.12 de kırık yüzeyindeki çatlaklar izlenmektedir.



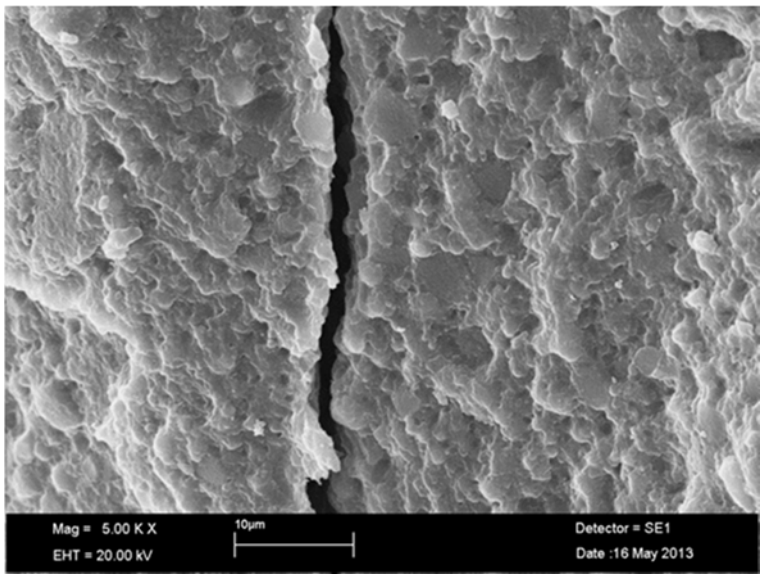
Şekil 4.13 Vita Mark II kontrol grubundaki kuronun kırık yüzeyinin ×5000 büyütmedeki görüntüsü.

Şekil 4.13 de kırık hattı ve camsı yapı net bir şekilde izlenmektedir.



Şekil 4.14 Vita Mark II termal siklus grubundaki kuronun kırık yüzeyinin ×1000 büyütmedeki görüntüsü.

Şekil 4.14 de yüzeydeki kırık hattı izlenmektedir.



Şekil 4.15 Vita Mark II termal siklus grubundaki kuronun kırık yüzeyinin ×5000 büyütmedeki görüntüsü.

Şekil 4.15 te kırık hattı net bir şekilde izlenmektedir.

5. TARTIŞMA

Restoratif diş hekimliğinde sabit protezler önemli yer tutmaktadır. Diş hekimleri; farklı klinik uygulamalarda hem dirençli hem de estetik materyalleri kullanabilmek için sürekli bir arayış içindedirler. Tam seramik restorasyonlardaki gelişmeler, metal destekli seramik restorasyonların yerini almalarına neden olmuştur (134).

Tam seramik sistemlerin rutin olarak kullanılmasını mümkün kılan en büyük gelişme seramik materyalinin kendisinin güçlendirilmesi ve yeni seramik materyallerinin üretilmesidir (54). Günümüzde tam seramik restorasyonlar, üstün estetik özellikleri, biyolojik uyumları, translusensi ve floresan özellikleri, kimyasal stabiliteleri, düşük plak birikimine neden olmaları ve ısısal genleşme katsayılarının doğal dişe çok yakın olması nedeniyle, oldukça popüler hale gelmişlerdir (135). Ancak tam seramiklerin çiğneme kuvvetlerine karşı gösterdiği mekanik davranış ve kırılma direnci hala bir sorun teşkil etmektedir (6). Tam seramikler özellikle posterior bölgede fonksiyon sırasında kırılma eğilimindedir (8).

Tam seramiklerin, metal destekli seramiklere bir alternatif olarak uygulanabilmeleri için, kırılma dayanıklılıklarının, en az metal destekli seramikler kadar veya daha fazla olması gerekmektedir (135). Çiğneme sırasında uygulan kuvvetler 11-150 N arasında değişmektedir. Bu değer anterior bölgede 200 N'a kadar; posterior bölgede ise 300 N'a kadar çıkabilmektedir. Parafonksiyonel alışkanlıkların olduğu durumlarda ise 1000 N'a kadar yükselebilmektedir. Bu nedenle posterior bölgelere yapılacak restorasyonların bu kuvvetlere dayanıklı olması gerekmektedir (136).

Dental malzemeler ağız içinde kullanıma sunulmadan önce belirli protokoller çerçevesinde in vivo, in vitro ya da hayvan deneyleri ile test edilir. İn vivo testler ağız içinde gerçekleştirilir. Bu testler en güvenilir sonuçları vermelerine rağmen pahalı olmaları, gözlem sürelerinin uzun olması, kolay kontrol edilememeleri ve yorumlanma güçlüğü gibi zorlukları da beraberlerinde taşırlar. Aynı zamanda uyulması gereken etik ve yasal kurallar, bu deneylerin uygulanmasını daha da karmaşık hale getirmektedir. İn vivo deneylerin tüm bu kısıtlamalarına karşın in vitro deneylerin tekrarlanabilir, kontrol edilebilir, göreceli olarak daha basit ve ucuz olmaları ve in vivo deneyler için geçerli olan etik ve yasal kurallardan muaf olmaları, tercih edilmelerine neden olmaktadır (137). In vitro deneylerin bu avantajları nedeniyle farklı CAD/CAM bloklarının termal

siklus öncesi ve sonrasında kırılma dayanımlarını karşılaştırdığımız araştırmamız in vitro şartlarda gerçekleştirilmiştir.

Guess ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada; monolitik lityum disilikat esaslı IPS e-max CAD ve zirkonya esaslı IPS e-max ZirCAD üzerine Ceram porseleni kullanılarak CAD/CAM ile alt birinci molar diş dizayn edilmiş ve 1,000,000 kez 100 ila 1000 N arasında değişen yorulma kuvveti uygulanmıştır. Monolitik yapısı sayesinde IPS e-max CAD grubundaki örneklerden hiç biri yorulma testi sırasında kırılmazken; IPS e-max ZirCAD üzerine Ceram porseleni kullanılan örneklerin hepsi yorulma testi sırasında kırılmıştır (138). Bu çalışma göz önünde bulundurularak araştırmamızda monolitik CAD/CAM blokları tercih edilmiştir. Günümüzde sıklıkla kullanılan monolitik tam seramikler IPS e-max CAD ve Vita Mark II' dir. Bunlara ek olarak çalışmamızda; yeni piyasaya sürülen rezin nano seramik Lava Ultimate CAD/CAM restoratif materyal kullanılarak IPS e-max CAD ve Vita Mark II ile kırılma dayanımları in vitro şartlarda karşılaştırılmıştır.

Tam seramik sistemlerin klinik performansları kullanılan materyale bağlı olduğu kadar üretim tekniğine ve klinik uygulamaya göre de değişkenlik gösterebilir (54). Seramik materyallerin ilerleyen teknoloji ile fiziksel ve mekaniksel özelliklerinin geliştirilmesi kullanım alanını da genişletmekte ve diş hekimliğinde geleneksel kayıp mum-döküm tekniğine bir alternatif olarak CAD/CAM teknolojisi her geçen gün gelişmeye devam etmektedir. Bu teknoloji ile üstün kalite ve hatasız restorasyonlar yapmak mümkündür. Aynı zamanda kullanılan diğer tekniklere göre daha az laboratuar çalışma ve daha az maliyet gerektirir. CAD/CAM teknolojisi implant destekli protezlerde kuron, köprü ve hibrit protez alt yapı tasarımı ve üretiminde de uygulanmaktadır (139). Araştırmamızda planlanan restorasyonların üretimi; in vitro çalışmalarda standart numunelerin hazırlanmasına imkan verdiği için CAD/CAM teknolojisi kullanılarak yapılmıştır.

Tam seramik sistemlerinin kırılma dirençleri üzerine çalışan araştırıcılar, bar, çubuk ve disk örnekler kullanılarak yapılan kırılma testleri yerine, porselen veneer kuronların morfolojisine çok yakın olan örnekler kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir (7). Standardize edilmiş anatomik olmayan örneklerin laboratuarda test edilmesi, mekanik özelliklerin incelenmesi için daha kontrollü şartlar sağlamasına rağmen karmaşık geometriye sahip dental restorasyonları tam olarak taklit edemez. Bunun yanı

sıra anatomik restorasyonların doğrudan yüklenmesi klinik durumu daha iyi taklit edebilmesine karşın verilerin karşılaştırılmasını güçleştirmektedir (140). Çalışmamızda diş morfolojisinde standart numuneler hazırlanmış olması, çalışmamızın klinik durumu en iyi şekilde taklit edebilecek özgün bir nitelikte olmasına ve de bundan sonra yapılacak çalışmalara rehberlik teşkil etmesine olanak sağlamıştır.

Çalışmamızda üst yapıyı standardize edebilmek için CAD/CAM sistemi; alt yapıyı standardize edebilmek için de implant üstü kuron restorasyonu planlanmıştır.

Abutment seçiminde; seramik abutmentlerin kendilerinin kırılma riskleri mevcut olduğu için posterior bölgede ve köprü dayanağı olarak kullanılmalarının önerilmemesi göz önünde bulundurulmuştur (2).

Att ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada; alumina, zirkonya ve titanyum abutmentler üzerine zirkonyum oksit içerikli Procera ile 48 adet implant üstü maksiller kesici kuron restore edilmiştir. Panavia 21 adeziv rezin siman ile simantasyon işlemi yapıldıktan sonra dinamik yorulma ve termal siklus işlemine tabi tutulmuş, kırılma dayanımlarının tespiti amacıyla kuronların palatal yüzeyinden baskı kuvveti uygulanmıştır. Kullanılan abutmentlerin hepsi anterior bölgeye gelebilecek kuvvetlere karşı yeterli dayanımı göstermiştir. Zirkonyum abutment kullanılan kuronların kırılma dayanımı alumina abutment kullanılan kuronların kırılma dayanımına göre istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur. Titanyum abutment kullanılan kuronların kırılma dayanımı ise diğerlerine göre istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur (141). Bu nedenle çalışmamızda titanyum abutment kullanılmıştır. İmplantın üst yapısı için kullanılacak abutmentlerin standardizasyonu için; 6 mm uzunluğu, 4.8 mm kole genişliği ve 4.8° açılanması olan MİS (Medical Implant System, Shlomi, Israel) firmasına ait standart abutmentler kullanılmış ve abutmentler firma standartlarına uygun olacak şekilde 30 N'a kadar torklanmıştır.

Alt birinci azı diş, ağız içinde ilk olarak süren ve en sık madde kaybına uğrayan daimi diştir (135). Bizim çalışmamızda da; Heintze ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada olduğu gibi, kuronların üretimindeki hataları en aza düşürebilmek amacıyla CAD/CAM teknolojisi kullanılarak alt birinci molar diş restore edilmiştir (142).

Ortalama olarak bir alt birinci azının mesiodistal genişliği 11 mm, bukkolingual kalınlığı ise 10,5 mm' dir (143). Ancak çalışmamızda ağız içi durum düşünülerek

implant üstü kuronlara gelen okluzal çiğneme kuvvetinin kemiğe iletimini azaltabilmek amacıyla kuronlar daha küçük boyutlandırılmıştır. Bu yüzden her bir kurona ait mesiodistal boyut 10 mm, bukkolingual boyut 8 mm olacak şekilde hazırlanmıştır.

Restorasyonun çiğneme kuvvetlerine yeteri kadar dayanıklılık gösterebilmesi için de okluzal bölgedeki minimum kalınlık 1,5 mm olarak standart hale getirilmiştir. Seydler ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada; molar dişler üzerine lityum disilikat içerikli IPS e-max CAD bloklardan 0,5 mm, 1 mm ve 1,5 mm olmak üzere farklı duvar kalınlıklarında restorasyon planlanmış; 0,5 mm duvar kalınlığı olan gruptaki örneklerin kırılma dayanım değerlerinin diğerlerinden istatistiksel olarak düşük bulunduğu gözlenmiştir. 1 mm ve 1,5 mm duvar kalınlığı olan IPS e-max CAD restorasyonlar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur (144). Bu nedenle çalışmamızda 1,5 mm okluzal kalınlık tercih edilmiştir.

Hazırlanan kuronlar dual cure Rely X Unicem self adesiv rezin siman kullanılarak abutmentlerin üzerine simante edilmiştir. Carnaggio ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada; CAD/CAM ile hazırlanan implant üstü kuronların; self adeziv rezin siman Multilink (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY) ve Rely X Unicem (3M ESPE, St. Paul, MN), akrilik esaslı geçici siman Improv (Nobel Biocare, Göteborg Sweden) ve rezin modifiye cam iyonomer içerikli siman Rely X Luting Plus (3M ESPE, St. Paul, MN) kullanılarak simantasyon işlemi yapılmıştır. Multilink ve Rely X Unicem adeziv rezin simanların bağlanma dayanımları diğer simanlara oranla istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur (145).

Attia ve arkadaşlarının üst premolar diş kullanılarak yaptığı bir çalışmada; iki farklı CAD/CAM bloğu kullanılarak 1,5 mm shoulder basamaklı, 2 mm okluzal kalınlıkta ve okluzogingival boyu 5 mm olacak şekilde CAD/CAM ile üst premolar diş restore edilmiş; Rely X ARC, GC Fuji CEM ve çinkofosfat siman kullanılarak simantasyon işlemi yapılmış ve 1 mm/dk kafa hızında kırılma testi uygulanmıştır. Yapıştırma simanlarından adeziv rezin siman olan Rely X ARC ve GC Fuji CEM ile yapıştırılan gruptaki örneklerin kırılma dayanım değerleri çinkofosfat ile simante edilen gruptakine göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur (16).

Carnaggio ve arkadaşlarıyla Attia ve arkadaşlarının yaptıkları bu çalışmalar göz önünde bulundurularak; araştırmamızda simantasyon işlemi self adeziv rezin siman Rely X Unicem kullanılarak yapılmıştır.

Wolf ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada; titanyum ve zirkonyum abutmentlerin üzerine CAD/CAM ile molar diş restore edilmiştir. Restore edilen kuronlardan 0,5 mm ve 1,5 mm okluzal kalınlıklarda 15'er tane olmak üzere; 30 tanesi abutmentlere simante edilmemiştir. 30 tanesi adeziv olmayan siman ile ve geri kalan 60 tanesi ise iki farklı adeziv siman kullanılarak simantasyon işlemi yapılmıştır. Kuronlara 0,5 mm/dk hızla kırılma testi uygulanmıştır. Hazırlanan tüm kuronlarda titanyum abutment üzerine restore edilen kuronların kırılma dayanımı, zirkonyum abutment üzerine restore edilen kuronların kırılma dayanımına göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha yüksek bulunmuştur. Okluzal kalınlığı 1,5 mm olan kuronların kırılma dayanımı, 0,5 mm olan kuronların kırılma dayanımına göre göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha yüksek bulunmuştur. Adeziv simanlarla simante edilen kuronların kırılma dayanımı, hiç simante edilmeyen ve adeziv olmayan simanla simante edilen kuronların kırılma dayanımına göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha yüksek bulunmuştur (146).

Bizim çalışmamızda da; Wolf ve arkadaşlarının yaptığı çalışmanın olumlu sonuçlarıyla uyumlu olarak; titanyum abutment kullanılmış, abutment üzerine 1,5 mm okluzal kalınlıkta alt birinci molar kuron restore edilmiş ve adeziv rezin siman ile simantasyon işlemi gerçekleştirilmiştir.

Amerikan Diş Hekimliği Birliği (American Dental Association, ADA) 96 nolu spesifikasyona göre simantasyon sırasında kuronun uzun aksı boyunca 5 kg lık bir kuvvet uygulanması gerekmektedir; ancak Carnaggio ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada 2 kg yükten fazlası kuronlarda marjinal kırıklara neden olmuştur (145). Bu sebeple araştırmamızda 2 kg lık kuvvet uygulanarak simantasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Dual polimerize olan simanlarda ışığın yeterince ulaşamadığı bölgelerde polimerizasyonun tamamlanması için yaklaşık 24 saat gerekmektedir (147).

Uluslararası Standart Organizasyonu (ISO), deney örneklerinin suda bekletme şartlarını üç şekilde belirtir: 1) 37 ºC' de distile suda 24 saat süreyle kısa süreli bekletme, 2) 37 ºC' de distile suda 20-24 saat süreyle bekletme ve sonrasında termal siklus uygulaması ve 3) 37 ºC' de distile suda 6 ay süreyle uzun süreli bekletme (148). Çalışmamızda simantasyon işlemini takiben örneklere, 37 ºC' de distile suda 24 saat süreyle kısa süreli bekletme uygulanmış, sonra termal siklus uygulamasına geçilmiştir.

Seramik materyallerin termal siklus işlemi sırasında stres biriktirdiği ve yüzey altında biriken bu stresin seramiği zayıflattığı ve klinik başarısızlığa yol açtığı bildirilmiştir. Dental seramiklerin kırılma dayanımı ölçülürken ortamın nemli olması ve sıcaklığın kontrol edilmesinin çok önemli olduğu ve suya maruz kalmanın seramiklerin mekanik özelliklerinde etkili olduğu bildirilmiştir. Birçok yazar termal siklus işlemi sırasında 5^0 C ve 55^0 C sıcaklık aralığı kullanmıştır (149). ISO TR 11450 (1994) standartları termal siklus örneklerine 5 ºC ve 55 ºC deki su banyolarında 500 siklus uygulanmasını uygun bir yapay yaşlandırma test biçimi olarak göstermiştir (125-128).

Ayrıca termal siklusta sıcaklığın yanında yapılan siklus sayısı da önemlidir. Brown ve arkadaşları, 10 siklusun bir güne denk geldiğini bildirmişlerdir. Ama bu tam olarak kesin değildir. Kim ve arkadaşları ise in vitro örneklerin siklusunun her bir günün 3 kısa periodu için (her bir periodun 10 siklus içerdiği) ne kadar güne denk geldiği hakkında bilgi vermemişlerdir ancak bunun bir günün 3 yemek öğününe denk geldiğini söylemiştir. Gale ve Darvell; araştırmalarında birçok yazarın 2500 ve 5000 siklus kullandığını göstermişlerdir (149). Bu nedenle araştırmamızda termal siklus uygulaması; en düşük 5 ºC ve en yüksek 55 ºC aralığında ve 5000 devir olarak yapılmıştır.

Kırılma dayanıklılığının tespit edilebilmesi için Lloyd LR10K Plus Universal Kırma Test Aleti (Ametek Inc, England) kullanılarak baskı dayanım testi uygulanmıştır. Dental porselenlerin kırılma direnci üzerine yapılan çalışmalarda farklı sonuçlar ortaya çıkması; test cihazındaki yükleme hızına bağlanmıştır. Çalışmalara göre yükleme hızı arttıkça, siman ve restorasyon içerisindeki çatlak oluşumu ve çatlak ilerlemesi için yeterli zaman bırakılmaması nedeniyle hatalı veriler ortaya çıkacağı iddia edilmiştir (7). Birçok araştırıcı yapmış oldukları çalışmalarda 0,5 mm/dk kafa hızı ile kırılma dayanım testi uygulamışlardır (150, 151, 152). Bizim araştırmamızda da; kırma aletinin üst kafasına sabitlenen 5 mm çapında metal bir uç ile 0,5 mm/dk kafa hızı uygulanarak kırma işlemi yapılmıştır. Değerler; benzer çalışmalarla kıyaslama yapabilmek için Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir.

Çalışmamızda, termal siklus uygulamasının CAD/CAM ile üretilen farklı tam seramikler üzerindeki etkisini araştırırken; sonuçları etkileyebilecek faktörlerden kullanılan abutmentler, preperasyon biçimi, kuron boyutları, simantasyon işlemleri,

termal siklus devir sayısı ve kırılma testinin uygulanışı standardize edilmiş ve klinik koşulları en iyi şekilde yansıtılmaya çalışılmıştır.

Çalışmamızda seramik abutmentlerin kırılma riskine karşı titanyum abutmentler tercih edilmiştir. Firidinoğlu ve arkadaşlarına göre; metal abutmentlerde abutmentin kendisinden daha çok tutucu vidanın kırılması gözlenmektedir (2). Nitekim; IPS e-max CAD termal siklus grubundaki örneklerden bir tanesi, kırılma testi sırasında 1650 N' da implant vidasından kırılmıştır.

Kırılma dayanımı değerleri incelendiğinde; termal siklus uygulanmadan önce ve termal siklus uygulandıktan sonra en yüksek değerin IPS e-max CAD grubuna ait olduğu gözlemlenmiştir.

Carvalho ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada; her grupta 15' er örnek olmak kaydıyla toplam 45 maksiller molar dişler üzerine CAD/CAM sistemi ile IPS e-max CAD, Vita Mark II ve Lava Ultimate CAD/CAM restoratif materyalleri kullanılarak 1,5 mm okluzal kalınlıkta olan kuronlar restore edilmiştir. Kuronların hepsine 200 N başlangıç kuvvetinde 5000 devir; 400 N, 600 N, 800 N, 1000 N, 1200 N ve 1400 N kuvvetlerinin her birinde 30000 devir olacak şekilde toplam 185000 devir yorulma testi uygulanmıştır. Daha sonra örnekler 0,5 mm/dk kafa hızında kırılma testine tabi tutulmuş ve sonuçlar N cinsinden değerlendirilmiştir. IPS e-max CAD kuronlar ortalama 3237 N ve Lava Ultimate kuronlar ortalama 3122 N kırılma dayanımı gösterirken; Vita Mark II grubundaki kuronlar ortalama 2500 N kırılma dayanımı göstermiştir. İstatistiksel olarak IPS e-max CAD ve Lava Ultimate kuronların kırılma dayanımları arasındaki fark anlamsız bulunurken; bu iki grubun Vita Mark II ye göre anlamlı olarak daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği belirtilmiştir (153).

Bizim çalışmamızda da termal siklus uygulamasından önce IPS e-max CAD kuronlar ortalama 2064 N, Lava Ultimate kuronlar ortalama 1794 N ve Vita Mark II kuronlar ortalama 1174 N kırılma dayanımı gösterirken; Carvalho ve arkadaşlarının yaptığı dinamik yorulma uyguladıkları çalışmayla uyumlu olarak IPS e-max CAD ile Lava Ultimate arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuş ve en düşük kırılma dayanımı değeri Vita Mark II grubunda gözlenmiştir. Bizim çalışmamızdaki değerlerin daha düşük olmasının; Carvalho ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada çekilmiş molar dişler üzerine kuron restorasyonu yapmaları nedeniyle olduğu düşünülmektedir.

Bindl ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada lityum disilikat, lösit ve feldspatik içerikli olmak üzere 3 farklı monolitik CAD/CAM bloğu ile rezin bazlı kompozit dayların üzerine okluzal ve lateral kalınlığı 1,5 mm olan posterior kuron restore edilmiş, simantasyon çinko fosfat ve adeziv resin siman ile yapılmıştır. Lityum disilikat, lösit ve feldspatik içerikli olmak üzere sırayla çinko fosfat ile yapıştırılan kuronların kırılma dayanımları 2082 N, 1130 N, 1270 N iken; adeziv rezin siman ile yapıştırılan kuronların kırılma dayanımları 2389 N, 2469 N, 2392 N olarak bulunmuştur. Çinko fosfat siman ile yapıştırılan lityum disilikat içerikli kuronların kırılma dayanımı; diğer çinko fosfat siman ile yapıştırılan kuronlardan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunurken, adeziv rezin siman ile yapıştırılan lityum disilikat içerikli kuronların kırılma dayanımından istatistiksel olarak düşük bulunmuş, ancak çinko fosfat siman ile yapıştırılan lityum disilikat kuronların kırılma dayanımı değerlerine yakın olduğu gözlenmiştir (154).

Bindl ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada adeziv rezin siman ile yapıştırılan lityum disilikat içerikli kuronların kırılma dayanımı 2339 N olarak bulunmuş, bizim çalışmamızdaki termal siklus uygulanmayan lityum disilikat içerikli IPS e-max CAD kuronların 2064 N olan kırılma dayanımı ile yakın bulunmuştur. Ancak Bindle ve arkadaşlarına göre adeziv rezin siman ile yapıştırılan feldspatik içerikli kuronların kırılma dayanımı 2392 N olarak belirlenirken, bizim çalışmamızda feldspatik içerikli Vita Mark II kuronların kırılma dayanımı 1174 olarak belirlenmiştir.

Attia ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada; 96 tane çekilmiş üst premolar diş kullanılmış, Vita Mark II ve Paradigm MZ100 ile 1,5 mm shoulder basamaklı, 2 mm okluzal kalınlıkta ve okluzogingival boyu 5 mm olacak şekilde CAD/CAM ile restore edilmiştir. Farklı simanlar kullanılarak her grupta 16 örnek olmak kaydıyla simantasyon işlemi yapılmıştır. Her gruptaki 16 örnekten 8 tanesine çiğneme simulatöründe 600000 yorulma testi ve 3500 termal siklus işlemi uygulanmış; diğer 8 tanesine ise hiç bir işlem yapılmamıştır. Örnekler 1 mm/dk kafa hızında kırılma testine tabi tutulmuştur. Yorulma ve termal siklus uygulanan gruplarda kırılma dayanım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş gözlenmiştir. Ancak kullanılan materyaller (Vita Mark II ve Paradigm MZ100) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (16).

Johnson ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada ise; 60 tane çekilmiş üst molar diş üzerine CAD/CAM sistemi kullanılarak Paradigm MZ100 ve Lava Ultimate bloklar ile

farklı kalınlıklarda (0,3-0,6-1 mm) onley restorasyonu planlanmış ve kırılma testi uygulanmıştır. Lava Ultimate grubundaki örneklerin kırılma dayanımı değerleri Paradigm MZ100 grubundaki örneklere oranla istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur (155).

Attia ve arkadaşlarıyla Johnson ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmalar göz önünde bulundurulursa; Attia ve arkadaşarına göre Vita Mark II ve Paradigm MZ100 blokların kırılma dayanımları arasında fark yoktur, Johnson ve arkadaşlarına göre ise Lava Ultimate blokların kırılma dayanımı Paradigm MZ100 bloklardan yüksektir. Bu durumda Lava Ultimate blokların kırılma dayanımlarının Vita Mark II bloklardan yüksek olduğu söylenebilir. Bizim çalışmamızla uyumlu olarak; termal siklus uygulanmadan önceki değerlere bakıldığında; Lava Ultimate blokların kırılma dayanımı Vita Mark II bloklardan yüksektir.

Ayrıca Attia ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada yorulma ve termal siklus uygulanmayan Vita Mark II kuronların kırılma dayanım değerleri; RelyX ARC rezin siman ile simante edilen grupta 929 N, GC Fuji CEM rezin siman ile simante edilen grupta ise 923 N olarak belirlenmiş, bizim çalışmamızla uyumlu olarak Vita Mark II' nin termal siklus uygulanmadan önceki 1174 N olan kırılma dayanımı değerine yakın olduğu gözlemlenmiştir. Ancak; Attia ve arkadaşları yorulma ve termal siklusun Paradigm MZ100 ve Vita Mark II kuronlarda kırılma dayanımını istatistiksel olarak düşürdüğünü bildirirken, bizim çalışmamızda termal siklus uygulamasının Vita Mark II kuronlar üzerinde istatistiksel olarak etkisi olmadığı belirlenmiştir.

Zahran ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada; toplam 40 tane yirmi yaş dişinin 20 tanesine Vita Mark II kuron, diğer 20 tanesine ise In-Ceram YZ zirkonyum oksit alt yapı CAD/CAM ile restore edilmiş, daha sonra In-Ceram YZ alt yapılar sinterlenip üzerine Vita VM9 porselen ile venerlenmiştir. Kuronlar Panavia F 2.0 adeziv rezin siman ile simante edilmiş, her gruptan 10' ar örneğe baskı kuvveti altında yorulma testi uygulanmıştır. Geri kalan 10' ar örnek ise hiç bir işlem uygulanmadan 1 mm/dk kafa hızında kırılma testine tabi tutulmuştur. Yorulma testi uygulanan örnekler arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş; test sırasında In-Ceram YZ üzerine Vita VM9 porseleni yığılan kuronlardan 4 tanesi kırılmış, 6 tanesi ise çatlamıştır. Vita Mark II kuronlarda ise yorulma testi sırasında kırık ve ya çatlak oluşmamıştır. Kırılma testi uygulanan örnekler arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunamazken; Vita

Mark II kuronlar 1272 N, Vita VM9 ile kaplanan In-Ceram YZ kuronlar 1459 N kırılma dayanım değeri göstermiştir (8).

Bizim çalışmamızda da termal siklus uygulamasından önce Vita Mark II kuronlar ortalama 1174 N kırılma dayanımı göstererek Zahran ve arkadaşlarının yaptığı çalışmadaki değerlere yakın sonuçlar vermiştir. Ayrıca Zahran ve arkadaşlarının yapmış olduğu bu çalışma monolitik kuronların yorulma testi sırasında daha dayanıklı olduğunu göstermiştir.

Joda ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada; standart, CAD/CAM ile üretilen bireysel ve novel dizayn olmak üzere 3 farklı titanyum abutment üzerine CAD/CAM ile restore edilen monolitik rezin nanoseramik kuronlar yapıştırılıp kırılma testi uygulanmıştır. Standart titanyum abutmentlerin üzerine restore edilen kuronların kırılma dayanım değeri 1579 N, CAD/CAM ile üretilen bireysel titanyum abutmentlerin üzerine restore edilen kuronların kırılma dayanım değeri 1733 N ve novel dizayn titanyum abutmentlerin üzerine restore edilen kuronların kırılma dayanım değeri 1704 N olarak bulunmuştur. Laboratuvar ortamında teste tabi tutulan implant üstü rezin nanoseramik kuronların hepsinin ortalama okluzal kuvvetlere karşı yeterli dayanıklılık ve stabilitede olduğu belirlenmiştir (156).

Bizim çalışmamızda da standart titanyum abutment üzerine rezin nanoseramik Lava Ultimate kuron restore edilmiş ve termal siklus uygulanmadan önceki 1794 N' luk kırılma dayanımı değeri ile Joda ve arkadaşlarının çalışmasındaki değerlere yakın kırılma dayanımı göstermiştir.

Clausen ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada; çekilmiş mandibular molar dişler üzerine lösit içerikli cam seramik IPS Empress ve lityum disilikat içerikli IPS e-max Press kuronlar restore edilmiştir. Adeziv simantasyondan sonra çiğneme simulatöründe 600000 yorulma testi ve 3500 termal siklus işlemi uygulanan kuronlar kırılma testine tabi tutulmuştur. Lityum disilikat içerikli cam seramik kuronların kırılma dayanımı (4173 N), lösit içerikli cam seramiklerin kırılma dayanımından (2895 N) istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur (157).

Clausen ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada yorulma ve termal siklus uygulamasından sonra lityum disilikat içerikli cam seramik IPS e-max Press kuronların kırılma dayanımı 4173 N olarak bulunmuş, bizim çalışmamızda ise termal siklus

uygulamasından sonra lityum disilikat içerikli cam seramik IPS e-max CAD kuronların kırılma dayanımı 2440 N olarak belirlenmiştir. Arada bu kadar yüksek fark olmasının nedeni; Clausen ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada preslenebilir cam seramik kullanması olabilir diye düşünmekteyiz.

Çünkü Yıldız ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada da; maksiller birinci molar dişler üzerine lityum disilikat içerilikli preslenebilir cam seramik IPS e-max Press ve CAD/CAM sistemi ile hazırlanan IPS e-max CAD ile onley restorasyonu yapılmıştır. Restorasyonların hepsi simante edildikten sonra 0,5 mm/dk kafa hızında kırılma testine tabi tutulmuştur. Preslenebilir seramik onleyin kırılma dayanımı, CAD/CAM ile hazırlanan onleylere göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur (158).

Ayrıca Clausen ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada çekilmiş mandibular dişler kullanılmış olması, bu dişler üzerine yaptığı preparasyon, yüzey alanın daha geniş olması ve adeziv simanın dentine daha iyi bağlanması sonuçlar üzerinde etkili olabilir.

Metal destekli seramik sistemlerine alternatif olarak geliştirilen tam seramik sistemlerinden araştırmamızda kullandığımız IPS e-max CAD, Lava Ultimate, Vita Mark II' ye ait termal siklus öncesi ve sonrası elde edilen değerler ortalama fizyolojik çiğneme kuvvetlerinin çok üzerindedir. Termal siklus uygulamasının tam seramik sistemlerden IPS e-max CAD ve Vita Mark II' nin kırılma dayanımı üzerinde istatiksel olarak anlamlı etkisi olmamasına rağmen; Lava Ultimate' in kırılma dayanımını düşürdüğü gözlemlenmiştir. Ancak termal siklus uygulandıktan sonrasında bile elde edilen kırılma dayanım değerleri tam seramik sistemlerin posterior bölgede implant üstü tek kuron uygulamalarına izin vermektedir.

Araştırmamızda ağız içi ortamdaki termal değişkenler olabildiğince yansıtılmaya çalışılmıştır. Ancak; ağız ortamındaki tükürük, çiğneme kuvvetlerine bağlı olarak oluşan yorgunluk, periodontal cep sıvısı, kimyasal ve mikrobiyolojik etmenler göz önüne alındığında gerçek şartları sağlaması açısından araştırmamızın eksik yönlerini sergilemektedir. Bu nedenle tam seramik sistemlerin rutin klinik kullanımlarından önce in vivo şartlarda uzun dönemli olarak kırılma dayanıklığının araştırılması gerekliliği göz önünde bulundurulmalıdır.

6. SONUÇLAR

Tez çalışmamız doğrultusunda elde ettiğimiz bulgulara dayarak aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Termal siklus uygulanmayan grupların kırılma dayanımı değerleri incelendiğinde; en yüksek değerden en düşük değere doğru olan sıralama IPS e-max CAD (2064 N), Lava Ultimate (1794 N), Vita Mark II (1174 N) şeklindedir.
2. Termal siklus uygulanan grupların kırılma dayanımı değerleri incelendiğinde en yüksek değerden en düşük değere doğru olan sıralama ise; IPS e-max CAD (2440 N), Vita Mark II (1421 N), Lava Ultimate (1224 N) şeklindedir.
3. Termal siklus uygulanmayan gruplardan IPS e-max CAD ve Lava Ultimate' in kırılma dayanımları Vita Mark II' ye göre anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Ancak IPS e-max CAD ile Lava Ultimate' in kırılma dayanımları arasındaki fark anlamsız bulunmuştur ($p>0,05$).
4. Termal siklus uygulanan gruplardan Lava Ultimate ve Vita Mark II' nin kırılma dayanımı değerleri IPS e-max CAD' e oranla anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p<0,05$). Ancak Lava Ultimate ve Vita Mark II' nin kırılma dayanımı değerleri benzer bulunmuştur ($p>0,05$).
5. Hem termal siklus uygulanmadan önce hem de termal siklus uygulandıktan sonraki en yüksek kırılma dayanımı değerinin IPS e-max CAD grubuna ait olduğu gözlenmiştir. Termal siklus uygulaması IPS e-max CAD' in kırılma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmamıştır ($p>0,05$).
6. Lava Ultimate' in kırılma dayanımları incelendiğinde termal siklus uygulamasının Lava Ultimate' in kırılma dayanımını anlamlı olarak düşürdüğü belirlenmiştir ($p<0,05$).
7. Vita Mark II' nin kırılma dayanımları incelendiğinde ise termal siklus uygulaması Vita Mark II' nin kırılma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmamıştır ($p>0,05$).

Sonuç olarak; termal siklus uygulaması Lava Ultimate dışında diğer blokların kırılma dayanımını etkilememiştir. Bütün CAD/CAM blokları posterior bölgede yapılacak implant üstü restorasyonlar için yeterli dayanıklılığa sahiptir. Bu bloklar içerisinde IPS e-max CAD daha fazla kuvvet gelebilecek bölgelerde tercih edilebilir bir CAD/CAM bloğudur.

KAYNAKLAR

1. Raigrodski A.J. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review, Dent Clin North Am., 48(2), 531-544.
2. Firidinoğlu K, Toksavul S, Toman S. (2007). İmplant Destekli Sabit Protezlerde Seramik Abutmant Kullanımı, Ege Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 28, 145-150.
3. Raigrodski A.J, Chiche G.J. (2001). The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: a review of the literature, J Prosthet Dent., 86(5), 520-525.
4. Heinz L, Frank F, Olivier L, Madeleine S, Ludwig JG, Christoph HFH. (2005). Strength and reliability of four–unit all-ceramic posterior bridges, Dental materials, 21, 930-937.
5. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson V.P. (2007). Fracture of Porcelain-veneered Structures in Fatigue, J Dent Res, 86(2), 142-146.
6. Zortuk M, Eskimez Ş, Özdemir E, Agüloğlu S. (2009). Yorulma Testinin, Üç Farklı Tam Seramik Yapım Sistemi Vertikal Kırılma Direnci Üzerine Etkisi, Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 12(1), 16-21.
7. Zortürk M, Yağcı F, Kılınç H.İ, Gümüş H.Ö, Agüloğlu S. (2008). Üç Farklı Siman Ajanının Turkom Cera Tam Seramik Kronların Vertikal Kırılma Direnci Üzerine Etkisi, Atatürk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 18(2), 47-52.
8. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson P.A, Finer Y. (2008) Fracture Strength and Fatigue Resistance of All-Ceramic Molar Crowns Manufactured with CAD/CAM Technology, Journal of Prosthodontic, 17(5), 370-377.
9. Coelho P.G, Silva N.R, Bonfante E.A, Guess P.C, Rekow E.D, Thompson V.P. (2009). Fatigue testing of two porcelain–zirconia all-ceramic crown systems, Dental Materials, 25, 1122-1127.
10. Kassem A.S, Atta O, El-Mowafy O. (2011). Fatigue Resistance and Microleakage of CAD/CAM Ceramic and Composite Molar Crowns, Journal of Prosthodontics, 21(1), 28-32.
11. Akkuş Özgüneş G. (2008). Farklı CAD/CAM Sistemleriyle Hazırlanan Kuron Protezlerinde Kenar Uyumunun İncelenmesi, İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi.
12. Liu P.R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems, Compend Contin Educ Dent, 26(7), 507-512.
13. Palin W, Burke F.J. (2005). Trends in indirect dentistry:8.Cad/Cam Technology, Dent Update, 32(10), 566–572.
14. Duret D, Preston J.D. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry, Curr Opinion Dent, 1(2), 150–154.
15. Feuerstein P. (2004). Can technology help dentists deliver better patient care?, J Am Dent Assoc, 135, 11-16.
16. Attia A, Abdelaziz K.M, Freitag S, Kern M. (2006). Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns, J Prosthet Dent, 95(2), 117-123.
17. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. (2006). Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures, Dental Materials, 22(2), 176-182.
18. Morena R, Beaudrau G.M, Lockwood P.E, Evans A.L, Fairhurst C.W. (1986). Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment, J. Dent. Res., 65, 993.
19. Mc Lean J.W. (1997). The Science and Art of Dental Ceramics Volum I, Quint Pub, Chicago, 1- 13.

20. Akın E. (1990). Diş Hekimliğinde Porselen, İ.Ü Basımevi (3.Baskı), İstanbul, 1-30.
21. Van Dijken J.W.V. (1990). All-ceramic restorations: Classification and clinical evaluations, Compendium, 20(12), 1115- 1124.
22. Jones D.W. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective, Dent Clin North Am, 29, 621-644.
23. Anusavice K.J. (2003). Phillips' Science of Dental Materials, Saunders, 660-663.
24. Craig R.G, Powers J.M. (2002). Restorative Properties in Restorative Dental Materials, New York: Mosby Publication, 551-592.
25. Kelly J.R, Nishimura I, Campbell S.D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives, J Prosthet Dent, 75, 18-32.
26. Anusavice K.J. (2003). Dental Ceramics. In: Phillips' Science of Dental Materials Saunders, 655-719.
27. Mc Lean J.W, Hughes T.H. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides, Br Dent J, 119, 251-267.
28. Mc Lean J.W. (1979). The Strengthening of Dental Porcelain. The Science and Art of Dental Ceramics, Chicago, Quintessence, 25(28), 55-63.
29. Yoshinari M, Derand T. (1994). Fracture strength of all-ceramic crowns, Int J Prosthodont, 7, 329-338.
30. Papanagiotou H.P, Morgano S.M, Giordano R.A, Pober R. (2006). In vitro evaluation of low temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics, J Prosthet Dent, 96, 154-164.
31. Suarez M.J, Lozano J.F.L, Paz Salido M.P, Martinez F. (2004). Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs, Int J Prosthodont, 17, 35-38.
32. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. (2005). Tam porselen sistemleri II, GÜ Dişhek Fak Derg, 22(1), 49-60.
33. Yaluğ S, Coşkun A. (2002). Metal desteksiz porselen sistemleri, CÜ. Dişhek Fak Derg, 5, 97-102.
34. Cattell M.J, Chadwick T.C, Knowles J.C, Clarke R.L, Lynch E. (2001). Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic, Dent Mater, 17, 21-33.
35. Deany I.L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry, Crit Rev Oral Biol Med, 7, 134-143.
36. The glossary of prosthodontic terms. (2005). (8 Ed) Mosby, St Louis, 22.
37. Akın E. (1999). Diş Hekimliğinde Porselen, GÜ Basımevi (3. Baskı), İstanbul.
38. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. (2005). Tam porselen sistemleri I. GÜ Dişhek Fak Derg, 22, 41-48.
39. Yavuzyılmaz H. (1996). Metal Destekli Estetik Kronlar, GÜ Yayınları, Ankara.
40. Mc Lean J.M. (1980). The science and art of dental ceramics, Volum 2, Quintessence Publishing Co, Chicago.
41. Yamamoto M. (1985). Metal Ceramics: Principles and methods of Makoto Yamomoto, Quintessence Publishing Co, Chicago, 171-173.
42. Yamamoto M. (1985). Metal Ceramics: Principles and methods of Makoto Yamomoto, Quintessence Publishing Co, Chicago, 276.
43. Nayır E. (1999). Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi, İÜ Basımevi (7.Baskı), İstanbul.
44. O'Brein W.J. (2002). Dental Materials and Their Selection, chapter 15, Dental Porcelain, Quintessence, Chicago, 15, 210- 224.
45. Craig R.G. (1996). Restorative Dental Materials, (10. Ed) Mosby, St Louis, 17, 467- 468.

46. Yılmaz B. (2008). Beş Farklı Yöntemle Hazırlanan Zirkonyum Altyapılı Kuronların Marjinal Uyum ve Kırılma Dirençlerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi, Atatürk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg, 9.
47. Van Noort R. (2005). Introduction to Dental Materials, St Louis: Missouri, Elsevier Science, 98-106.
48. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy A.E, Aksu L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, AÜ Basımevi, Ankara.
49. Özpınar B. (2010). Farklı Yöntemlerle Hazırlanan Polikristalin Seramik Yüzeyleri İle Farklı Kalınlıklardaki Üst Yapı Porselenlerinin Mikroçekme Bağ Dayanımlarının Araştırılması, Araştırma Projesi.
50. Anusavice K.J, Shen C, Vermost B, Chow B. (1992). Strengthening of porcelain by ion Exchange subsequent to thermal tempering, Dent Mater, 8, 149- 152.
51. DeHoff P.H, Anusavice K.J. (1992). Analysis of tempering stresses in bilayered porcelain discs, J Dent Res, 71, 1139- 1144.
52. Biçer G. (2010). Zirkonyum Oksit Alt Yapılı Tüm Seramik Restorasyonlar, Ege Üniversitesi, Bitirme Tezi.
53. Garvie R.C, Hannink R.H.J, Pascoe R.T. (1975). Ceramic steel?, Nature (London), 258 703- 704.
54. Bayramoğlu E, Özkan Y. (2012). Cam Seramik Restorasyonlar ve Zirkonya Alt Yapılı Seramik Restorasyonların Karşılaştırılması, Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg, 6, 110-123.
55. Rosenstiel S.F, Land M.F, Fujimoto J. (1995). Contemporary Fixed Prosthodontics, 2th ed. St Louis; Mosby company.
56. Shillingburg H.T, Hobo S, Whitsett L.D, Jacobi R, Brackett S.E. (1997). Fundamentals of fixed prosthodontics, 3rd ed. Chicago: Quintessence.
57. Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M. (2002). Tüm seramik kuronlar, Meta Basım Matbaacılık Hizmetleri, İzmir.
58. McLaren E.A. (1998). All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations, Compend Contin Educ Dent, 19, 307- 326.
59. Hansen P.A, West L.A. (1997). Allergic reaction following insertion of a Pd-Cu-Au fixed partial denture: a clinical report, J Prosthodont, 6, 144-148.
60. Seghi R.R, Denry I, Brajevic F. (1992). Effects of ion exchange on hardness and fracture toughness of dental ceramics, Int J Prosthodont, 5, 309-314.
61. Hondrum S.O. (1992). A review of the Strength Properties of Dental ceramics, J Prosthet Dent, 67, 859-865.
62. Rosenblum M.A, Schulman A. (1997). A review of all ceramic restoration, J Am Dent Assos, 128, 297-307.
63. Conrad H.J, Seong W.J, Pesun I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review, J Prosthet Dent, 98, 389-404.
64. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine, Int J Comput Dent, 7, 25-45.
65. Rosenstiel S.F. Land M.F. Fujimoto J. (1988). Contemporary Fixed Prosthodontics, Mosby, 412-425.
66. 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, Dent. Mater. J, 28(1), 44-56.
67. Karaalioğlu O.F, Yeşil Duymuş Z. (2008). Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri, Atatürk Ü. DişHekFak. Derg, 18(1), 25-32.

68. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations, Br Dent J, 204, 505-511.
69. Witkowski S. (2005). (CAD-)/CAM in dental technology, Quint Dent Technol, 1-16.
70. Strub J.R, Rekow E.D, Witkowski S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities, J Am Dent Assoc, 137(9), 1289-1296.
71. Bahadır E, Yüzügüllü B, Canay Ş. (2008). Sabit Restorasyonlarda CAD/CAM Uygulamaları, Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 32(2), 58-72.
72. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. (2005). Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns, Quintessence Int, 36, 105-113.
73. Qualtrough A.J.E, Piddock V. (1997). Ceramic Update, Journal of Dentistry, 25(2), 91–95.
74. Höland W. (1997). Biocompatible And Bioactive Glass-Ceramics - State Of The Art And New Directions, Journal Of Non-Crystalline Solids, 219, 192–197.
75. Höland W, Frank M, Rheinberger V. (1995). Surface Crystallization Of Leucite In Glasses, J. Non-Cryst. Solids, 180, 292–307.
76. David G.W, Anthony J, Raymond B.W. (2004). Glass/Ceramic/Refractory Techniques, Their Development And Introduction Into Dentistry: A Historical Literature Review, J Prosthet Dent 91, 136–143.
77. Fons-Font A, Sola-Ruiz M.F, Granell-Ruiz M, Labaig Rueda C, Martinez Gonzalez A. (2006). Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers, Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 11, 297-302.
78. Heffernan M.J, Aquilino S.A, Diaz-Arnold A.M, Haselton D.R, Stanford C.M, Vargas M.A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials, J Prosthet Dent, 88, 4-9.
79. Heffernan M.J, Aquilino S.A, Diaz-Arnold A.M, Haselton D.R, Stanford C.M, Vargas M.A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials, J Prosthet Dent, 88, 10-15.
80. Seghi R.R, Sorensen J.A. (1995). Relative flexural strenght of six new ceramiz materials, Int J Proshodont, 8(3), 239-246.
81. Fasbinder D.J. (2002). Restorative material options for CAD/CAM restorations, Compend Contin Educ Dent, 23, 911-918.
82. Stappert C.F, Att W, Gerds T, Strub J.R. (2006). Fracture resistance of different partialcoverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation, J Am Dent Assoc, 137(4), 514-522.
83. IPS e-max Scientific Documentation. (2005). Ivoclar-Vivadent.
84. Ivoclar Vivadent A. (2005). The Compatible All-Ceramic System, Schaan, Liechtenstein: Dental Technician and Instructor, 41-43.
85. Höland W, Rheinberger V, Schweiger M. (2003). Control of nucleation in glass ceramics, Phil Trans R Soc Lond A, 361(1), 575-589.
86. Fasbinder D.J, Dennison J.B, Heys D, Neiva G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: A two-year report, J Am Dent Assoc, 141(2), 10-14.
87. Höland W, Rheinberger V, Apel E, Höland M, Dommann A, Obrecht M, Mauth C, Graf-Hausner U. (2006). Clinical application of glass ceramics in dentistry, J Mater Sci: Mater Med, 17(11), 1037-1042.
88. IPS e-max CAD Brochure, Instructions for use Labside.
89. Werling G. "Yeni" bir CAD/CAM malzemesinin uygulanabilirlik testi, Dental Tribune Türkiye baskısı, 6-8.

90. Vitablocks Reallife for CEREC Brochure. http://vident.com/wp-content/uploads/2010/09/VITABLOCS_RealLife_1724E.pdf
91. Ödman P, Andersson B. (2001). Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: A prospective clinical study, Int J Prosthodont, 14(6), 504-509.
92. Şenyılmaz P, Çiftçi Y, Canay Ş, Şiranlı A. (2004). Tam seramik restorasyonlar, Akademik Dental Diş Hekimliği Dergisi, 6(2), 32-37.
93. Qualtrough A.J.E, Piddock V. (2002). Dental ceramics: What's new?, Dental Update, 29, 25-33.
94. Gökçe H.S, Beydemir B. (2002). Yüksek Dirençli Seramik Sistemlerin Dayanıklılığı, Gülhane Tıp Dergisi, 44(4), 457-463.
95. Naylor W.P, Beatty M.W. (1992). Materials and Techniques in Fixed Prosthodontics, Dent. Clinics North Am., 33(3), 665-689.
96. Guazzato M, Albakry M, Swain M, Ironside J. (2002). Mechanical properties of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia, Int. J. Prosthodont, 15(4), 339-346.
97. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. (1994). In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns, J. Prosthet. Dent, 72(6), 585-590.
98. Raigrodski A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent, 92(6), 557-562.
99. Fradeani M, Redemagni M. (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study, Quintessence Int 33, 503-510.
100. Chong K.H, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. (2002). Flexural strength of in-ceram alumina and in-ceram zirconia core materials, Int J Prosthodont, 15, 183-18 8.
101. McLaren E.A, White S.N. (2000). Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial, J Prosthet Dent, 83(2), 216-222.
102. McLaren E.A, White S.N. (1999). Glass- infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures: clinical and laboratory guidelines, Pract Periodontics Aesthet Dent, 11, 985- 994.
103. Piconi C, Maccauro G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial: Review, Biomaterials, 20, 1- 25.
104. Tosun T. (2007). Kuron ve köprü protezlerinde zirkonyum, Dentalife, 22, 18-26.
105. Ardlin B.I. (2002). Transformation- toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low- temperature aging on flexural strength and surface structure, Dent Mater, 18, 590- 595.
106. Denry I, Kelly J.R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications, Dent Mat, 24, 299-307.
107. Chevalier J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial?, Biomaterials 27, 535-543.
108. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci G.A, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A. (1999). In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic, Biomaterials, 20, 371-376.
109. Guazzato M, Albakry M, Ringer S.P, Swain M.V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics, Dent Mater, 20(5), 449-456.
110. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle C.H.F. (2006). Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic, Dent Mater, 22, 195-200.
111. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic, Dental Materials, 15, 426-433.

112. Derand P, Derand T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics, Int J Prosthodont, 13, 131-135.
113. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre J.P, Peille C.N. (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia, J Biomed Mater Res, 23, 45-61.
114. Lin J.D, Duh J.G. (2002). Fracture toughness and hardness of ceria and yttria doped tetragonal zirconia ceramics, Mater Chem Phys, 78, 253-261.
115. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain M.V. (2004). Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of glass infiltrated alumina-reinforced dental ceramic, Biomaterials, 25, 2153- 2160.
116. Piconi C, Maccauro G, Pilloni L, Burger W, Muratori F, Richter H.G. (2006). On the fracture of a zirconia ball head, Journal of Material Science, Materials in Medicine, 17, 289-300.
117. Blue D.S, Griggs J.A, Woody R.D, Miller B.H. (2003). Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments, J Prosthet Dent, 90, 247-254.
118. 3M Paradigm MZ100 Block Technical Product Profile.
119. Lava Ultimate Restorative Brochure. (http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSuH8gc7nZxtUo8_B4821evUqe17zHvTSevTSeSSSSSS--&fn=lava_ultimate_brochure_cerec-for.)
120. Mish C.E. (2005). Dental implant protezler, Nobel Tıp Kitapevi.
121. Uzun İ.H, Bayındır F. (2010). Dental uygulamalarda titanyum ve özellikleri, Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg, 20(2), 213-220.
122. Telio CAD- Ivoclar Vivadent Brochure. (http://www.ivoclarvivadent.us/en-us/products/chairside-cad_cam-blocks/telio-cad.)
123. Sengün A, Öztürk B, Ülker M, Dişçioğlu F, Özer F. (2005). Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi, Gazi Üniversitesi Dişhek Fak Derg, 22, 163-168.
124. Olmez A, Oztas N, Bilici S. (1998). Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts, Quintessence Int, 29, 725-729.
125. Gale M.S, Darvell B.W. (1992). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations, J Dent, 27, 89-99.
126. Çöteli K. (2008). Farklı termosiklus döngüsü ve hızlandırılmış yaşlandırmanın tek basamaklı adeziv sistemlerin dentine bağlanması üzerine olan etkisi, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul.
127. Ülker M. (2006). Yapay yaşlandırma işlemlerinin self-etch adezivlerinin dentine bağlanma dayanımlarına ve bağlanma ara yüzeylerine etkisinin incelenmesi (mikrotensile, SEM, TEM çalışması), Selçuk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi.
128. De Munck J, Landuyt K.V, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. (2005). Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling, Dent Mater, 21, 999–1007.
129. Toptaş A. (2011). Protez Kaide Materyalleri ve Takım Dişlerin Genel Özellikleri, Ege Üniversitesi, Bitirme Tezi.
130. Türk A, Şahin S, Durmuş H. (2013). Malzeme mühendisliği bölümü, Malzeme Laboratuvarı dersi, Celal Bayar Üniversitesi.
131. Della Bona A, Anusavice K.J, Hood J.A. (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement, Int J Prosthodont, 15, 248-253.

132. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. (2003). Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment, Oper Dent, 28, 647-660.
133. Watt I.M. (1996). The principles and practice of electron microscopy, UK: Cambridge University press, 452-513.
134. Küçük B.E, Ergün Kunt G. (2012). Lityum Disilikat Seramikler, Atatürk Üniversitesi Diş. Hek. Fak. Derg, 5, 123-131.
135. Şenyılmaz D.P. (2005). Dual akslı çiğneme simülatörü ile yapılan dinamik yorulmanın tam seramik ve metal destekli seramik kronların kırılma dayanıklılığına etkisi, Hacettepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora tezi.
136. Yılmaz H, Aydin C, Gul B.E. (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics, J Prosthet Dent., 98(2), 120-128.
137. Baydır A. (2010). Termal siklus test protokolünde belirtilen alt ve üst sıcaklık sınır değerlerinin in vivo ölçümü, Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora tezi.
138. Guess P.C, Zavanelli R.A, Silva N.R, Bonfante E.A, Coelho P.G, Thompson V.P. (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue, Int J Prosthodont., 23(5), 434-442.
139. Sezer O. (2012). CAD-CAM sistemleriyle hazırlanan tüm seramikler, Ege Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Bitirme tezi.
140. Petterson I.M, Wuttiphan S, Lawn B.R, Chyung K. (1998). Role of microstructure on contact damage and strenght degradation of micaceous glass-ceramics, Dent Mater, 14, 80-89.
141. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub J.R. (2006). Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth, Journal of Oral Rehabilitation, 33(5), 380-386.
142. Heintze S.D, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M. (2011). A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator, Dent Mater, 27(2), 10-19.
143. Doğan A, Doğan O.M. (2000). Dental Morfoloji, Ankara.
144. Seydler B, Ruess S, Müller D, Schmitter M. (2013). In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses, Clin Oral Investig, DOI:10.1007/s00784-013-1062-8.
145. Carnaggio T.V, Conrad R, Engelmeier R.L, Gerngross P, Paravina R, Perezous L, Powers J.M. (2012). Retention of CAD/CAM All-Ceramic Crowns on Prefabricated Implant Abutments: An In Vitro Comparative Study of Luting Agents and Abutment Surface Area, J Prosthodont., 21(7), 523-528.
146. Wolf D, Bindl A, Schmidlin P.R, Lüthy H, Mörmann W.H. (2008). Strength of CAD/CAM-generated esthetic ceramic molar implant crowns, Int J Oral Maxillofac Implants., 23(4), 609-617.
147. Demetoğlu G.A. (2011).Yaşlandırma sonrası yüzey işlemlerinin zirkonyum oksit seramiklerin bağlantı direnci ve sızıntı üzerine etkisi, Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora tezi.
148. Özkurt Z. (2008). Farklı zirkonya esaslı alt yapılara bağlanan veneer seramiklerin makaslama kuvvetlerine karşı dirençlerinin karşılaştırılması, Yeditepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora tezi.

149. Ramazanoğlu N. (2008). Zirkonya implantlarının termal siklus uygulanmadan ve uygulandıktan sonra kırılma dayanımlarının değerlendirilmesi, Yeditepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora tezi.
150. Campos R.E, Soares C.J, Quagliatto P.S, Soares P.V, de Oliveira O.B, Santos-Filho P.C, Salazar-Marocho S.M. (2011). In vitro study of fracture load and fracture pattern of ceramic crowns: a finite element and fractography analysis, J Prosthodont., 20(6), 447-455.
151. Chun Y.H, Raffelt C, Pfeiffer H, Bizhang M, Saul G, Blunck U, Roulet J.F. (2010). Restoring strength of incisors with veneers and full ceramic crowns, J Adhes Dent., 12(1), 45-54.
152. Lee S.J, Cheong C.W, Wright R.F, Chang B.M. (2014). Bond strength of the porcelain repair system to all-ceramic copings and porcelain, J Prosthodont., 23(2), 112-116.
153. Carvalho A.O, Bruzi G, Giannini M, Magne P. (2014). Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process, J Prosthet Dent, 111(4), 310-317.
154. Bindle A, Lüthy H, Mörmann W. (2006). Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns, Dent Mater, 22(1), 29-36.
155. Johnson A.C, Versluis A, Tantbirojn D, Ahuja S. (2014). Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers, J Prosthodont Res., DOI:10.1016/j.jpor.2014.01.001.
156. Joda T, Huber S, Bürki A, Zysset P, Brägger U. (2014). Influence of Abutment Design on Stiffness, Strength, and Failure of Implant-Supported Monolithic Resin Nano Ceramic (RNC) Crowns, Clin Implant Dent Relat Res., DOİ: 10.1111/cid.12215.
157. Clausen J.O, Abou Tara M, Kern M. (2010). Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design, Dental materials, 26(6), 533-538.
158. Yildiz C, Akoglu Vanlıoglu B, Evren B, Uludamar A, Kulak Ozkan Y. (2013). Fracture Resistance of Manually and CAD/CAM Manufactured Ceramic Onlays, 22, 537-542.

ÖZGECMİŞ

Kişisel bilgiler

Adı Soyadı	Burcu MUTAF
DoğumYeri ve Tarihi	Tokat, 29/09/1986
Medeni Hali	Bekar
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD., 58140-Sivas
E-posta Adresi	bmutaf@cumhuriyet.edu.tr

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Tokat Anadolu Lisesi, 2000-2004
Lisans-Yüksek Lisans	Cumhuriyet Üniversitesi, 2004-2009
Doktora	Cumhuriyet Üniversitesi, 2009-2014

İş Tecrübesi

Cumhuriyet Üniversitesi	Araştırma görevlisi, 2010-2014