

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

**REZİN MATRİKS SERAMİKLERİN YORULMA
DAYANIKLILIKLARININ
İN-VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Merve KÖSEOĞLU ŞAHİN

**Protez Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2018**

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

**REZİN MATRİKS SERAMİKLERİN YORULMA
DAYANIKLILIKLARININ
İN-VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Merve KÖSEOĞLU ŞAHİN

**Protez Programı
DOKTORA TEZİ**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. R. Şenay CANAY**

**ANKARA
2018**

ONAY SAYFASI**REZİN MATRİKS SERAMİKLERİN YORULMA DAYANIKLILIKLARININ İN-VİTRO****OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ****Dt. Merve KÖSEOĞLU ŞAHİN**

Bu çalışma 16/02/2018 tarihinde jürimiz tarafından Protez Doktora Programı'nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:

Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI

Hacettepe Üniversitesi

Tez Danışmanı:

Prof. Dr. R. Şenay CANAY

Hacettepe Üniversitesi

Üye:

Doç. Dr. Bahadır ERSU

Hacettepe Üniversitesi

Üye:

Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU

Ankara Üniversitesi

Üye:

Doç. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ

Gazi Üniversitesi

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuştur.

26 Mart 2018


Prof. Dr. Diclehan Orhan
Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır. Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

o Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.

x Tezimin/Raporumun 16/02/2021 tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (iç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.

o Tezimin/Raporumun.....tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

o Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi

16/02/2018

Merve KÖSEOĞLU ŞAHİN

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Prof. Dr. R. Şenay CANAY danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Dt. Merve Köseoğlu Şahin



TEŞEKKÜR

Bazı insanlar vardır özel olduklarına inandığım, yaşam enerjisi, neşesi, zekası, sarıp sarmalayan sahiplenen o tavrı, söylenecek o kadar söz var ki bana yalnızca mesleki anlamda değil hayata dair de paha biçilemez katkıları olan şansım, çok ama çok kıymetli hocam Prof. Dr. Şenay CANAY' a,

Çalışkanlığı ve iradesine hayranlık duyduğum, pozitif kişiliğiyle çalışma ortamımızı güzelleştiren Sayın Anabilim Dalı Başkanı'mız Prof. Dr. Mehmet MUHTAROĞULLARI' na,

Bölüme ilk girdiğim günden itibaren samimiyetini hissettiğim, yüksek enerjisi, esprili ve özgün kişiliğiyle iyi ki tanıdıklarımdan Sayın Doç. Dr. Bahadır ERSU' ya,

Tez jürimde yer alarak desteklerini esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU ve Sayın Doç. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ' ye,

Doktora eğitimim süresince, tüm sorularımı içtenlikle yanıtlayan, bilgi ve deneyimlerini koşulsuz paylaşan, bölümdeki abim ve ablam gibi hissettiğim Sayın Doç. Dr. Barış GÜNCÜ ve Sayın Doç. Dr. Güliz AKTAŞ' a,

Doktora eğitimim boyunca benimle bilgi ve deneyimlerini paylaşan tüm H.Ü. Protetik Diş Tedavisi A.B.D. öğretim üyesi hocalarıma,

Turku Üniversitesi'nde araştırma yapmam için bana kapılarını açan, tezime önemli katkıları bulunan başta Sayın Prof. Dr. Arzu Tezvergil MUTLUAY olmak üzere tüm Turku Üniversitesi çalışma arkadaşlarıma ve Kaveh Nik' e,

Kardeşlerim Duygu Narin KARASAN, A. Çağatay ÖZTÜRK, E. Melike AKARCA' ya

Varlıklarıyla yılların göz açıp kapayana dek geçip gitmesini sağlayan canım dostlarım Büşra ŞENÖZ, Y. Emre ÖZDEN, Didem KARABEKMEZ, Ahmet ŞANVER, Fatma PEHLİVANLAR, Aybike ŞAHLANAN, Burak AĞAR ve tüm çalışma arkadaşlarıma,

Beni ben yapan bir çok şeyi bana veren rol modelim, ilk öğretmenim, canım dedem Lütfi DEMİR' e,

Çocukları olmaktan gurur duyduğum, hayatımın her döneminde desteklerini hissettiğim kalbimin içi, canım babam Faik KÖSEOĞLU, süper kahramanım canım annem Hülya KÖSEOĞLU ve gözümünden sakındığım birtanecik kardeşim Öykü KÖSEOĞLU'na,

Hayatıma girdiği günden itibaren beni tamamlayan, varlığıyla, verdiği sınırsız sevgi ve huzurla beni daha güçlü kılan ödülüm, canım Şevket ŞAHİN' e

tüm kalbimle teşekkür ederim.

ÖZET

Köseoğlu Şahin M. Rezin Matriks Seramiklerin Yorulma Dayanıklılıklarının In-vitro Olarak Değerlendirilmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez Programı Doktora Tezi, Ankara, 2018. Rezin matriks seramikler, tam seramiklerin ve kompozit sistemlerin olumlu özelliklerini yapısında toplayan, dentine yakın elastik modülüne sahip, ek bir ısıtma işlemi ihtiyacı duymayan, kolay şekilde freze edilebilen ve buna paralel olarak zaman kazancı sağlayan, ağız içerisinde tamir yapabilmeye fırsatı sunan, yeni geliştirilmiş seramik materyal alternatifleridir. Ancak yeni geliştirilen bu materyallerin mekanik özellikleri ile ilgili bilgiler sınırlıdır. Bu in-vitro çalışmanın amacı; üç farklı rezin matriks seramik materyalin bükülme dirençleri ve yorulma dayanıklılıklarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir. Bu çalışmayı gerçekleştirmek için üç farklı seramik bloktan 2x2x12 mm dikdörtgenler prizması şeklinde toplamda 105 adet çubuk üretildi. Optik büyüteçle hata taraması yapılmasının ardından her gruptan n=10 örneğe yarı statik test uygulandı. Buradan elde edilen bulgular temel alınarak her gruptan n=25 örneğe “stair-case” yöntemi ile dinamik yorulma testi uygulandı. Materyallerin yorulma limitleri belirlendi. Materyallerin yapısının ve dinamik yorulma testinin materyaller üzerindeki etkisinin incelenmesi amacıyla taramalı elektron mikroskobu kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uygunlukları Shapiro Wilk testi ile incelendi. Normal dağılım gösteren veriler, tek yönlü varyans analizi kullanılarak karşılaştırıldı. Gruplar arası farkların test edilmesinde Tukey HSD ve Tamhane’s T2 kullanıldı. Stres ve döngü arasındaki nedensellik ilişkisi non-lineer regresyon modeli kullanılarak belirlendi. Analizler 0.05’lik güven aralığında gerçekleştirildi. Materyallerin bükülme direnci karşılaştırmasında Lava Ultimate ve GC Cerasmart örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamazken, Enamic örneklerin bükülme direnci diğer iki materyale göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu. Dinamik yorulma testi sonrası materyallerin yorulma dayanıklılıkları yüksekten düşüğe sırayla Lava Ultimate, GC Cerasmart ve Enamic olarak belirlendi. Tüm gruplar arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$).

Anahtar Kelimeler: Tam seramik, CAD/CAM, hibrit seramik, polimer infiltre seramik, tek diş restorasyon, yorulma testi, dört nokta bükme testi

Destekleyen Kurumlar: Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi Destek Projesi (Proje Kodu: THD-2017-13199)

ABSTRACT

Koseoglu Sahin M. In-vitro Evaluation of Fatigue Strength of Resin Matrix Ceramics, Hacettepe University Institute of Health Sciences, PhD Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2018. Resin matrix ceramics are newly developed ceramic material alternatives that collect the positive properties of all ceramics and composite systems in their structure, have an elastic modulus close to dentin, do not require additional heat treatment, can be easily milled and provide time saving in parallel. However, information on the mechanical properties of these newly developed materials is limited. The purpose of this in-vitro study is; the comparative evaluation of flexural strengths and fatigue strengths of three different resin matrix ceramic materials. To accomplish this study, a total of 105 beams were produced in the form of 2x2x12 mm rectangular prisms from three different ceramic blocks. After error scanning with the optical magnifier, n = 10 samples from each group were subjected to a quasi-static test. On the basis of the findings obtained here, dynamic fatigue tests were performed with n = 25 samples of each group using the "stair-case" method. The fatigue limits of the materials were determined. Scanning electron microscopy was used to examine the structure of the materials and the effect of the dynamic fatigue test on the materials. Normal distributions of data were examined by Shapiro Wilk test. Normal distribution data were compared using one-way ANOVA. Tukey HSD and Tamhane's T2 were used when testing differences among the groups. The causality relationship between stress and cycle was determined using non-linear regression model. Analyzes were conducted at a confidence interval of 0.05. While no statistically significant difference was found between the Lava Ultimate and GC Cerasmart samples in the flexural strength comparison of the materials, the flexural strength of Enamic samples was found to be statistically lower than the other two materials. The fatigue strengths of the materials after dynamic fatigue test were determined as Lava Ultimate, GC Cerasmart and Enamic in descending order. The differences among groups were statistically significant ($p < 0.05$).

Keywords: All ceramic, CAD/CAM, hybrid ceramic, polymer infiltrated ceramic, single-tooth restoration, fatigue test, four point bending test

Supported by Hacettepe University Scientific Research Projects Coordination Unit Support Project (Project Code: THD-2017-13199)

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Seramikler	3
2.1.1. Dental Seramikler	3
2.2. Dental Seramikler ve Seramik Benzeri Materyallerin Sınıflandırılması	6
2.2.1. Cam Matriks Seramikler	6
2.2.2. Polikristalin Seramikler	11
2.2.3. Rezin Matriks Seramikler	14
2.3. CAD/CAM Sistemleri	19
2.3.1. Tarama	20
2.3.2. Tasarım	21
2.3.3. Üretim	22
2.4. Mekanik Kavramlar	24
2.4.1. Kuvvet	24
2.4.2. Gerilim ve Gerilme	24
2.4.3. Kırılma Dayanıklılığı	25
2.4.4. Yorulma Dayanıklılığı	26
2.5. Mekanik Testler	28
2.5.1. Tek eksenli Bükme Testleri	30
2.5.2. Çift Eksenli Bükme Testleri	31

2.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (<i>SEM</i>)	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	33
3.1. Örneklerin Hazırlanması	33
3.2. Yarı Statik Test	36
3.3. Yorulma Testi	38
3.4. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Değerlendirmesi	39
3.5. İstatistiksel Analiz	39
4. BULGULAR	40
4.1. Bükülme Direnci Ortalama Değerlerinin Karşılaştırılması	40
4.2. Yorulma Testi Bulguları	41
4.2.1. Yorulma Limiti (<i>Endurance Limit</i>)	43
4.3. SEM İncelemesi ve Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi	46
5. TARTIŞMA	50
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	59
7. KAYNAKLAR	60
8. ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: Yüzde
σ_f	: Bükülme dayanımı
Al_2O_3	: Alüminyum oksit
Ark.	: Arkadaşları
ATZ	: Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya
Bis-EMA	: Bisphenol ethoxylated bisphenol-A dimethacrylate
Bis-GMA	: Bisphenol A diglycidylether methacrylate
Bis-MEPP	: Methacryloxypolyethoxyphenyl propane
CAD	: Computer Aided Design
CAM	: Computer Aided Manufacturing
DMA	: Dimethacrylate
F	: Kırılma anında kaydedilen yük
FSZ	: Tam stabilize zirkonya
Gpa	: Gigapascal
H	: Örneklerin yüksekliği
Hz	: Hertz
K_2O	: Potasyum oksit
L	: İki dayanak arasındaki mesafe
Mm	: Milimetre
MPa	: Megapascal
N	: Newton
Na_2O	: Sodyum oksit
PSZ	: Parsiyel stabilize zirkonya
RMCS	: Rezin matriks cam seramikler
SiO_2	: Silikon dioksit
TEGDMA	: Triethylene glycol dimethacrylate
TZP	: Tetragonal zirkonya kristalleri
UDMA	: Urethane dimethacrylate
W	: Örneklerin genişliği

Y-TZP : İttriyum ile stabilize edilmiş zirkonya kristalleri

ZTA : Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina



ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Dört Nokta Bükme Testi	28
2.2. Üç Nokta Bükme Testi	28
2.3. Çift Eksenli Bükme Testi	29
3.1. Enamic, Lava Ultimate ve GC Cerasmart bloklar	34
3.2. Metkon Microcut 201 hassas testere cihazı	34
3.3. Örnek boyutlarının hassas mikrometre yardımıyla ölçülmesi	35
3.4. Metkon Gripo 2V zımparalama ve parlatma cihazı	35
3.5. Hazırlanan örneklerin optik büyüteç altında incelenmesi	36
3.6. Her üç materyale ait örneklerin test edilmeden hemen önce asetat kalemiyle işaretlenmiş son halleri	36
3.7. Instron Electropuls E1000 elektrodinamik test cihazı	37
3.8. Rezin-matriks seramik örneklerin dört nokta bükme test fikstürü içerisine yerleştirilmesi	37
3.9. Monotonik test sonrası kırılan örnek	38
3.10. Dinamik yorulma testi sonrası başarılı ve başarısız olan örnekler	39
4.1. Gruplara göre bükülme direnci değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği	41
4.2. Gruplara göre yorulma testi ortalama stres değerleri ve standart sapma grafiği	43
4.3. Enamic örnekler için stres-yorulma diyagramı	44
4.4. Lava Ultimate örnekler için stres-yorulma diyagramı	44
4.5. GC Cerasmart örnekler için stres-yorulma diyagramı	45
4.6. Karşılaştırmalı stres-yorulma (S-N) diyagramında	45
4.7. Her üç materyale ait yorulma limiti değerleri	46
4.8. Yarı statik test sonrası materyallerin x1500 büyütme altındaki SEM görüntüleri. A, Enamic; B, Lava Ultimate; C, GC Cerasmart	47
4.9. Dinamik yorulma testi sonrası Enamic materyaline ait farklı büyütme ölçeklerinde SEM görüntüleri	48
4.10. Dinamik yorulma testi sonrası Lava Ultimate materyaline ait farklı büyütme ölçeklerinde SEM görüntüleri	48
4.11. Dinamik yorulma testi sonrası GC Cerasmart materyaline ait farklı büyütme ölçeklerinde SEM görüntüleri	49

TABLolar

Tablo		Sayfa
2.1.	Pürüzlü ve pürüzsüz yüzeylere göre döngü sayısı ve başarısızlık stresi ilişkisi	27
3.1.	Rezin matriks seramik materyaller ve üretici firmaları	33
4.1.	Bükülme direnci ortalama değerlerinin karşılaştırılması	40
4.2.	Çoklu karşılaştırma test sonuçları	40
4.3.	Gruplara göre yorulma testi ortalama stres değerlerinin karşılaştırılması	42
4.4.	Çoklu karşılaştırma test sonuçları	42
4.5.	10.000.000 döngü için stres değerleri	46

1. GİRİŞ

Uzun yıllardır diş hekimliği uygulamalarında metal destekli seramik restorasyonlar güvenle kullanılıyor olsa da, gerek artan estetik beklentiler, gerek metal desteksiz tam seramik restorasyonlar ile ilgili gelişmeler, gerekse her geçen gün daha üstün mekanik ve estetik özelliklere sahip materyallerin tanıtılması, diş hekimlerini bu yeni materyalleri kullanmaya yöneltmektedir (1).

Günümüzde CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) sistemleri ile birçok farklı materyal kullanılabilmektedir. Bunlar içerisinde feldspatik seramikler, lösit ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler çok sık tercih edilen materyallerdir. Ancak feldspatik seramikler ve lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler düşük kırılma dayanımına sahiptir (2).

Cam seramiklerin bu sözü edilen olumsuz özelliklerinden dolayı günümüzde, kompozit esaslı restoratif materyaller de kullanılmaktadır (3). Ancak düşük sertlik değerleri nedeniyle kompozit esaslı materyaller ağız içerisinde kısa sürede aşınmakta ve cilalı yüzeyleri çabuk bozulmaktadır (4). Tüm bu nedenler göz önünde bulundurularak, kompozit ve seramiklerin olumlu özellikleri bir araya getirilmiş, hibrit seramik ve nanoseramik adı altında yeni restoratif materyaller geliştirilmiştir.

Nanoteknoloji, maddeyi atomik, moleküler ayrıca supramoleküler seviyede kontrol edebilme bilimidir. Nanoteknoloji ile materyallerin sadece tanecik boyutları değil, kimyasal özellikleri de değiştirilebilir (5). Nanoseramikler, rezin matrikse nano boyutta silika ve zirkonya partikülleri eklenerek oluşturulmaktadır. Nanoteknoloji, rezin ve seramik arasında kuvvetli bir bağ yaratılmasına, böylece seramikler kadar kırılma dayanımı olmayan bir yapı elde edilmesine olanak tanımıştır (6).

Bir diğer rezin içerikli seramik tipi olan hibrit seramiklerin; tam seramikler ve kompozitlerin olumlu özelliklerini bir araya getiren CAD/CAM materyalleri olduğu belirtilmektedir. Hibrit seramikler; sinterlenmiş seramik matriks içerisindeki boşluklara yerleştirilen polimer yapıdan oluşmaktadır. Materyal içerisindeki inorganik seramik kütle %86 lık bölümünü oluştururken, organik polimer kısmın %14 lük bir kütleyi kapsadığı belirtilmektedir (7).

Tam seramik restorasyonlarda en sık karşılaşılan sorunlar, özellikle fonksiyonel bölgedeki mekanik başarısızlıklardır. Bu başarısızlıkları değerlendirmek için in-vivo çalışmaların yanı sıra in-vitro mekanik testler kullanılmaktadır. In-vitro mekanik testler statik ve dinamik olarak sınıflandırılabilir. Statik testler ile materyallerin genel dayanıklılığı belirlenirken, dinamik testler çiğneme hareketini taklit edebildikleri için, materyalin zamana bağlı ömrü hakkında fikir vermektedir (8).

Uzun yıllardır kullanımda olmalarının da etkisiyle literatürde tam seramiklere ait çok sayıda çalışma olmasına karşın yeni çıkan nanoseramik ve hibrit seramiklerin yorulma dayanımlarına ilişkin yeterli çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı; güncel diş hekimliği uygulamalarında öne çıkan nanoseramik ve hibrit seramik materyallerin monotonik test sonrası bükülme dirençlerinin ve döngüsel yorulma testi sonrası yorulma dayanıklılıklarının karşılaştırmalı olarak in-vitro incelenmesi ve döngüsel yorulma testinin materyaller üzerindeki etkilerinin, taramalı elektron mikroskobu ile görüntülenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramikler

Geleneksel seramikler; kuartz, feldspar ve saf kilin karışımından oluşan inorganik yapıda ametalik materyallerdir. Antik çağlardan itibaren bu hammaddeyi üretme, saflaştırma ve kullanışlı hale getirme yöntemleri, teknoloji ile birlikte gelişmiş olsa da bütünüyle değişmemiştir. Hammaddenin toz hale getirilmesinin ardından sıvı eklenerek şekillendirilmesi, daha sonra kurutularak elde edilen yapının yüksek ısıda pişirilmesi sonucu elde edilirler (9).

Seramikler, Mezopotamya ve Asurlarda yapı malzemesi olarak ortaya çıkmıştır. Çinliler tarafından geliştirilerek sanat eserlerinde kullanılmaya başlanmışlardır. Daha sonra çeşitli ev ve süs eşyalarının yapımında kullanılan ilk seramikler, opak görünümleri poröz ve dayanıksız yapıları nedeniyle diş hekimliği uygulamalarında tercih edilmemiştir (10, 11).

İlk seramiklerin bileşiminde yüksek miktarda kaolin bulunmaktaydı. Yapıya silika ve feldspar gibi minerallerin eklenmesiyle dental restorasyonlarda kullanılabilir hale gelen seramikler, renk stabiliteleri, optik özellikleri, biyolojik uyumları ve aşınmaya karşı dirençleriyle günümüzde diş hekimliği uygulamalarının en önemli unsurları haline gelmiştir (12, 13).

2.1.1. Dental Seramikler

Diş hekimliğinde seramik ilk olarak; Fransız eczacı Alexis Duchateau'nun fildişinden hazırlanmış yapay dişlerinin renklenmesi ve kötü koku oluşturmaları üzerine farklı bir materyal arayışına girmesi sonucu kullanılmıştır. Yaptığı denemelerde fırınlama sırasında porselende meydana gelen büzülme sorununu çözemeyen Duchateau, diş hekimi Nicholas de Chemant'tan yardım istemiş ve 1774 yılında seramik yapay dişlerin kullanıldığı ilk tam protez üretilmiştir (14, 15).

Önceleri protezlerde yapay diş, doğal dişlerde ise dolgu materyali olarak kullanılan dental seramikler, 19.yy sonlarına doğru sabit restorasyonların yapımında kullanılmaya başlanmıştır. 1963 yılında ise Mc Lean ve Hughes materyali daha üstün

hale getirmek için feldspatik porselene alüminyum oksit eklemiş, böylece günümüz tam seramik sistemlerin temeli atılmıştır (10, 16, 17). 1990'lı yılların başında ise diş hekimliğinde seramiklerin kullanım alanı oldukça genişlemiş; ortodontik braketler, kanal içi post uygulamaları, kron ve sabit bölümlü protez altyapıları, implant ve implant dayanakları yapımına dek uzanmıştır (18).

Dental seramikler başlıca; feldspar, kuartz ve kaolinden meydana gelir. Yapıya bu üç ana madde dışında çeşitli renk pigmentleri, ara oksitler, akışkanlar ya da cam modifiye ediciler, opaklık ve parlaklık kazandıran maddeler eklenmiştir (19).

Feldspar; sodyum alümina silikat ve potasyum alümina silikatın karışımıdır. Seramiğe şeffaflık kazandıran, ana yapıyı oluşturan maddedir. Erime ısısı içerikteki diğer bileşenlere oranla daha düşük olduğundan, fırınlama sırasında kuartz ve kaolini sararak yapının bütünlüğünü korur. Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerde potasyum oksit içeriği daha yüksek olanlar tercih edilir (20).

Kuartz; silisyum dioksit (silika) yapısındadır. Doldurucu görevi yapar. Erime ısısı oldukça yüksek olduğu için fırınlama sırasında restorasyonun şeklini korumasına yardım eder (21). İçerikteki miktarı arttıkça seramiğin büzülmesi azalır ancak fazla miktarda kullanılması ışık geçirgenliğini azaltır (22). Porselenin kırılma doğasının temel nedeni olarak gösterilir (21).

Kaolin; Hidrate alümina silikattır (23). Isıya oldukça dayanıklıdır. Pişirilmemiş seramiğin bileşenlerini bir arada tutarak manipülasyonunu kolaylaştırır. Opaklık verme özelliğinden ötürü bileşimdeki miktarı sınırlı tutulmalıdır. Dental seramikleri diğerlerinden ayıran en önemli farklardan biri de içeriğindeki kaolin miktarının çok daha az olmasıdır (10, 22, 24).

Sodyum oksit, potasyum oksit ve kalsiyum oksit gibi cam modifiye ediciler silikon ve oksijen arasındaki çapraz bağları azaltarak porselenin erime ısını düşürürler. Ancak bununla birlikte viskozite de azalmaktadır. Pişirme sırasında restorasyonların formlarını kaybetmemeleri için akışkanlığa karşı direnç göstermeleri gerekir. Bu da alüminyum oksit gibi bir ara oksidin yapı içerisine eklenmesiyle sağlanır (25).

Zirkonyum oksit, titanyum oksit ve kalay oksit gibi bazı metaller seramik yapısına opaklık kazandırırken, krom, kalay, indiyum, demir oksit ve kobalt tuzları renk verici pigmentlerdir. Eskiden kullanılan radyoaktif maddelerin sağlık üzerindeki olumsuz etkilerinden dolayı günümüzde kullanımı tercih edilen yterbiyum, samaryum, europinyum gibi lanthanidler ise flouresans özelliği verir (25, 26).

Metal-seramik restorasyonlar, Brecker'in altın üzerine porseleni pişirme yöntemini tanımlamasından itibaren birçok değişim geçirmiş, kabul edilebilir estetik ve dayanıklılık özellikleri nedeniyle günümüze dek popüleritesini korumayı başarmıştır. 2011 yılında yapılan bir sistematik derlemede tam seramik ve metal seramik sabit protezlerin 5 yıllık takip sonucu hayatta kalım oranları karşılaştırılmış, tam seramik restorasyonlarda başarısızlık oranı %11.4 olarak belirlenirken metal-seramik restorasyonlarda bu oranın %5.6'ya düştüğü gözlemlenmiştir. Ancak olumlu özelliklerine rağmen, fazla preparasyon gerektirmeleri, doğal estetiğin yakalanma güçlüğü, metal alerjisi, dişetinde renklenme ve metal yansıması gibi dezavantajları bulunmaktadır (14, 27, 28).

Dental seramikler, diş hekimliğinde kullanılan materyaller içerisinde en hızlı gelişim gösterenlerdendir. Son 20 yıl boyunca birçok yeni seramik ve üretim yöntemi tanıtılmıştır. Diş renginde materyallerin geliştirilmesine yönelik ilgi, amalgam ve döküm metalleri geri plana atmış, seramik ve polimer bazlı restorasyonları öne çıkarmıştır (10). Son yıllarda yapılan çalışmalar, dental seramiklerin mikro yapısının modifiye edilmesi yoluyla güçlendirilmesi üzerinde yoğunlaşmıştır. Yapının hem mekanik, hem de optik özelliklerini değiştirmek için, feldspatik seramiklerin camsı matriksine müdahale edilmiştir (25).

Geniş ürün yelpazesine her geçen gün yenisinin eklenmesi ve istenilen sonuca ulaşmayı sağlayacak birden fazla materyalin bulunması nedeniyle klinisyenler, hangi endikasyonda hangi restoratif materyali seçecekleri konusunda oldukça zorlanmaktadırlar. Seçimler materyalin karakteristiğini temel almak yerine; sıklıkla in-vitro çalışmalardaki dayanıklılık ölçümleri, üretim teknikleri, translüsensi derecesi, laboratuvar tercihi ve hatta reklamlar doğrultusunda yapılmaktadır. İdeal

bir sınıflama, materyalin hangi bölgede, hangi restorasyon tipinde kullanılacağı ve nasıl bir simantasyon protokolü izleneceği konularında yönlendirici olmalıdır (1).

Diş hekimliğinde kullanılan seramikleri, klinik endikasyonları kompozisyonları, temel kristal matriks fazları, üretim yöntemleri, mikroyapıları, fırınlama sıcaklıkları, translüsensileri, aşınma ve kırılma dayanıklılıkları gibi başlıklar altında incelemiş birçok sınıflama bulunmaktadır. Ancak bu sınıflamalardan bazıları yeterince açıklayıcı olamamış ya da özensiz hazırlanmış bazıları ise yeni çıkan bir materyalin bu sınıflamada yer bulamayacağı şeklindedir. Örneğin; seramik benzeri özellikleri nedeniyle “*American Dental Association (ADA)*” tarafından seramik materyal olarak kabul edilen, birçok klinik endikasyonda estetik alternatif oluşturan rezin matriks seramikler sıkça kullanılan sınıflamalarda yer almamıştır (10, 29).

Stefano G. ve ark. 2015 yılında yapmış olduğu sınıflama seramik ve seramik benzeri materyallerin yapısal içeriklerine göre hazırlanmış olup, dental seramikler için literatürde var olan en güncel sınıflama niteliğini taşımaktadır (1).

2.2. Dental Seramikler ve Seramik Benzeri Materyallerin Sınıflandırılması

Dental seramikler ve seramik benzeri materyaller yapısal karakteristiklerine göre üç ana gruba ayrılmıştır.

Cam Matriks Seramikler; cam fazı içeren, ametalik ve inorganik seramik materyaller.

Polikristalin Seramikler; herhangi bir cam fazı içermeyen, ametalik, inorganik seramik materyaller.

Rezin Matriks Seramikler; ağırlıklı olarak, camlar, porselenler, seramikler ve cam seramikler gibi dayanıklı inorganik içeriğe sahip polimer matriksli materyaller (1).

2.2.1. Cam Matriks Seramikler

Feldspatik

Feldspar (sodyum ve potasyum aluminosilikat karışımı), kuartz (silika) ve kaolinden (hidrate aluminosilikat) oluşan geleneksel seramik grubudur. Potasyum

feldspar l s t kristallerini (kristalin fazı) meydana getirir. Bu şekilde içerikteki miktarına bağlı olarak restorasyonun yapısal dayanıklılığını arttırırken aynı zamanda metal altyapıdan daha düşük olan termal genleşme katsayısıyla porseleni metal altyapı üzerinde kullanıma uygun hale getirir. Bu materyaller hala metal alaşımlar ve seramik altyapılar üzerinde kullanılabildiği gibi di  üzerine direk olarak da yapı tırılabilmektedirler (10, 19, 30).

Geleneksel feldspatik seramikler en translüsent ve estetik materyaller olarak tanımlanır. Düşük esneme dayanıklılıkları ve kırılgan doğaları nedeniyle, tutuculuklarını, kırılma dayanıklılıkları arttırmak ve kullanım sürelerini uzatmak için adeziv simantasyon tekniğiyle kullanımları önerilmektedir (31).

Feldspatik seramiklerden elde edilen blokların kontrol altında üretilerek vakum altında sinterlenmesi, laboratuvarda sinterlenen seramiklere göre daha stabil ve homojen olmalarına olanak tanımaktadır (32). Bu bloklardan, inley, onley, laminate ve  n bölge kron restorasyonları hazırlanabilirken, düşük kırılma dirençleri nedeniyle endokron ve köprü protezlerinde kullanımları sınırlanmıştır (28, 33).

Vitablocs, Vitadur, Vita VMK 68 (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), CEREC blocs (Sirona, Erlangen, Almanya) bu gruba örnek olarak verilebilir (4).

Feldspatik bloklardan Vitablocks Mark II'nin (VITA Zahnfabrik Bad Sackingen, Almanya) polisaj uygulaması yapıldığında dayanıklılığı ortalama 130 MPa iken glazür uygulandığında 160 MPa ve üstü olarak bulunmuştur. Bu da geleneksel feldspatik seramiklerin kırılma dayanıklılığının yaklaşık 2 katı iken bazı preslenebilir seramiklerin dayanıklılığına göre daha yüksek bir değerdir (34, 35).

Cerec sisteminde kullanılmak üzere üretilen Vitablocs Mark II, monokromatiktir. Bu nedenle sırasıyla Vita Block Triluxe, Vita Block Triluxe forte ve son olarak da Vita Block Reallife piyasaya sürülmüş doğal di in optik karakterini kopyalamak mümkün hale gelmiştir (4).

Sentetik

Kullanılan hammaddenin doğal varyasyonlarından kaçınarak üretimi standardize etmek ve doğal hammadde kaynaklarına daha az bağımlı hale gelmek

için seramik endüstrisi sentetik materyaller geliştirmeye başlamıştır. Üreticiler arasında kompozisyonları farklılık gösterse de, yapıda sıklıkla silikon dioksit (SiO_2), sodyum oksit (Na_2O), potasyum oksit (K_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) bulunmaktadır (1).

Sentetik seramikler lösit bazlı, lityum disilikat ve türevlerini içeren, florapatit bazlı olmak üzere üç başlık altında toplanabilir.

Lösit bazlı sentetik seramiklere; Vita VM7, VM9, VM13 (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), IPS d.Sign (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya).

Lityum disilikat ve türevlerini içeren sentetik seramiklere; IPS e.max CAD, IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), 3G HS (Pentron Ceramics, Wallingford, Conn), Obsidian (Glidewell Laboratories, Kaliforniya, Amerika Birleşik Devletleri), Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), Celtra Duo (Dentsply, Konstanz, Almanya).

Florapatit bazlı sentetik seramiklere; IPS e.max Ceram, ZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) örnek olarak verilebilir (1).

IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)

Lösit kristallerinin alüminyum oksite eklenmesiyle birlikte materyalin yapısında SiO_2 (%60-65), Al_2O_3 (%16-20), K_2O (%10-14), Na_2O (%6.5-13.5), çeşitli renk pigmentleri ve diğerk oksitler bulunmaktadır (36).

Üretimleri, seramiğre ısıll işlem uygulanması sonucu, yapıda yer alan feldsparın lösit kristallerine dönüşümü temeline dayanmaktadır (37). Sistemin sunduğru en önemli avantaj, seramiğrin içerisinde homojen olarak dağılımış lösit kristallerinin, gerilme streslerine karşı bir bariyer oluşturarak mikro çatlakların ilerlemesini önlemesidir (38). Sistemin preslenebilen formu IPS Empress Esthetic 120 MPa bükölme direnci gösterirken, makine ile işlenen formu IPS Empress CAD'in bükölme direnci 160 MPa'dır.

Lösit bazlı cam seramik bloklar, ışık geçirgenlikleri ve estetik özelliklerinin üstün olmaları nedeniyle tercih edilmektedir (39). Adeziv sistemlerle simante

edilmeleri önerilmektedir. Kullanım alanları; inley, onley, laminate veneerler ve ön bölge kron restorasyonları ile sınırlıdır (40, 41).

IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)

Feldspatik cam yapının içerisine hacimce %70 oranında lityum disilikat kristallerinin eklenmesiyle bükülme direnci 360 MPa'ya ulaşan IPS Empress II sistemi 1998 yılında piyasaya sürülmüştür (42). IPS Empress'te olduğu gibi ısı ve basınç altında presleme yöntemi ile üretilen bu sistem, farklı olarak daha güçlü mekanik özellikleri ile anterior bölgede üç üyeli köprü tasarımlarında da kullanıma uygundur (42, 43).

IPS e.max Press/ CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)

IPS Empress II'nin mekanik özellikleri geliştirilerek ve ışık geçirgenliği artırılarak bükülme direnci 440 MPa'ya ulaşan IPS e.max Press, 2005 yılında dental uygulamalardaki yerini almıştır. Hem altyapı seramiği hem de monolitik (tam anatomik) olarak uygulanabilen bu malzeme inlay, onley restorasyonlarda, posterior tek kronlar ve anteriorda üç üyeli köprü yapımında kullanılmaktadır (44-46).

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam matriks seramiklere bir diğer örnek de CAD/CAM teknolojisiyle üretilen IPS e.max CAD bloklardır. İki aşamalı kristalizasyon işlemi geçiren bu blokların geçiş fazında bükülme dirençleri oldukça düşük, millenmeleri ise kolaydır. Cam seramiğin mikroyapısı nedeniyle bu aşamada mavi renktedirler. İkinci aşamada ise, kristalizasyon sırasında lityum disilikat kristallerinin hacminde kontrollü bir artışla, materyalin mikroyapısı değişerek bükülme direnci 130 MPa'dan 360 MPa'ya çıkmıştır. Yine bu aşamada seçilmiş olan diş rengi elde edilmiş olur. Monolitik ya da altyapı olarak üretilen bu materyaller diş üstü ya da implant üstü anterior ve posterior tek kronlarda, veneerlerde, anterior üç üyeli köprülerde, inley ve onley restorasyonlarında kullanılmaktadır (46).

VİTA Suprinity (VITA Zahnfabrik,Bad Sackingen, Almanya), Celtra Duo (Dentsply, Konstanz, Almanya)

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler (ZLS); cam seramiklere ağırlık olarak yaklaşık %10 oranında zirkonya eklenmesiyle elde edilir. İlk olarak VITA (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) firması tarafından 2013 yılında Suprinity tanıtılmış, ardından 2014 yılında Dentsply firması (Dentsply, Konstanz, Almanya) Celtra Duo'yu piyasaya sürmüştür (47, 48). İçeriklerinde ağırlık olarak; SiO_2 (%56-64), Li_2O (%15-21), K_2O (%1-4), P_2O_5 (%3-8), Al_2O_3 (%1-4), ZrO_2 (8-12) ve CeO_2 (%0-4) bulunur (1).

Yalnızca CAD/CAM sistemleri ile kullanılmak üzere üretilmiş olan bu blokların zirkonyum oksit ve cam seramiklerin olumlu özelliklerini bir araya getirdikleri, böylece estetik beklentileri karşılayan üstün mekanik özelliklere sahip restorasyonlar hazırlanmasına olanak tanındığı bildirilmiştir. Monolitik olarak hazırlandıkları, dolayısıyla üzerlerinde kullanılacak başka bir porselene ihtiyaç duymadıkları için porselenin altyapı üzerinden ayrılması, altyapı ve veneering porseleni arasındaki termal genleşme katsayı farkından kaynaklanan bağlantı problemleri, kırık ve çatlak oluşumu gibi olumsuzlukların önüne geçilmesi sağlanmıştır (47).

Vita Suprinity, parsiyel kristalize zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiktir. Sinterlenmesinin ardından bükülme direnci 180 MPa'dan 420 MPa'ya ulaşır. Celtra Duo ise tam kristalizedir (49). Üretici firma, Celtra Duo'nun kristalizasyon fırınlamasına ihtiyaç duymadan, polisaj işleminin ardından adeziv sistemlerle simante edilebilir olmasının lityum silikatla güçlendirilmiş cam seramiklere göre çalışma süresi açısından üstünlük sağladığını bildirmiştir. Ancak yine de estetik özellikleri arttırmak ve bükülme direncini 210 MPa'dan 370 MPa'ya yükseltmek için glaze fırınlaması önerilmektedir (50).

İnley, onley, laminate, diş üstü veya implantüstü ön ve arka bölge tek kron restorasyonlarında kullanımları uygundur (51).

Cam İnfiltrre

Cam infiltrre seramikleri alümina, alümina ve magnezyum, alümina ve zirkonya olarak 3 gruba ayırmak mümkündür. Özellikle CAD/CAM sistemleri için tasarlanmış lityum disilikat ve zirkonya içerikli seramiklere yönelik artan ilgiyle birlikte bu seramiklerin kullanımı gün geçtikçe azalmıştır (1).

Alumina; İlk cam infiltrre seramik materyali olarak 1989 yılında tanıtılan In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) “*slip-casting*” yöntemi ile üretilmiştir. Üretim tekniği, alümina partiküllerinin oluşturduğu pöröz iskelete lantanyum cam infiltrre edilmesiyle, pörözitenin azaltılırken dayanıklılığın artırılması temeline dayanır. Bükülme direnci 600 MPa olan bu materyal yüksek opasitesi nedeniyle veneering porselenine ihtiyaç duyar. İçeriğinde Al_2O_3 (%82), La_2O_3 (%12), SiO_2 (%4.5), CaO (%0.8) ve diğer oksitler (%0.7) bulunmaktadır (1, 19).

Alumina-Magnezyum; 1994 yılında piyasaya sürülen In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) In-Ceram Alumina ile aynı yöntem kullanılarak üretilmekte ancak cam, sentetik olarak oluşturulan pöröz yapıdaki magnezyum alüminat ($MgAl_2O_4$) kora infiltrre edilmektedir. Bükülme dayanıklılığı 350 MPa olan materyal In-Ceram Alumina’ya göre iki kat daha fazla ışık geçirgenliğine sahiptir (1).

Alumina-Zirkonya; In-Ceram Alumina’ya kısmen stabilize zirkonyum oksit eklenerek daha dayanıklı bir yapı elde edildiği iddiasıyla tanıtılan In-Ceram Zirkonya, 600-800 MPa bükülme direncine sahip ve oldukça opak bir materyaldir. Sağladığı sınırlı estetik ve dayanıklı yapısı nedeniyle sistemin posterior tek kron ve köprü yapımında kullanılması önerilmektedir (1, 52).

2.2.2. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler camsı faz içermezler. İnce partiküllerden oluşan kristalin yapı düzenli ve yoğun bir dizilim göstermektedir. Bu da çatlak ilerlemesini oldukça zorlaştırır ve materyalin dayanıklı olmasını sağlar. Şekillendirilmeleri zordur ve ışık geçirgenlikleri azdır. Cam fazlarının bulunmaması, pürüzlendirilmelerinde hidroflorik asit kullanımını kısıtlar. Daha uzun süre veya daha yüksek sıcaklıkta asit uygulanması gerekir (15, 53). Bu gruptaki seramikler alümina, stabilize zirkonya,

zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya olmak üzere üç başlık altında incelenebilir.

Alumina

Bu gruba 1993 yılında Nobel Biocare firması tarafından piyasaya sürülen Procera AllCeram örnek olarak verilebilir. İçeriğinde %99.5'lara ulaşan miktarlarda yüksek ölçüde saf Al_2O_3 bulunur. Kor materyali olarak kullanılmak üzere CAD/CAM sistemi ile üretimi sağlanır. Aluminaya asitle pürüzlendirme yapılamadığı için Rocatec gibi sistemlerle kumlama sonrası simantasyon önerilir. Yüksek sertliğe ve görece yüksek dayanıklılığa sahip olan bu materyalin elastik modülü diğer tüm dental seramiklerden yüksek bulunmuştur ($E=300$ Gpa). Bu da yapıyı kütleli kırılmalara karşı dayanıksız kılar. Stabilize zirkonyalar gibi mekanik özellikleri gelişmiş materyallerin gündeme gelmesi alümina seramiklerin kullanımını azaltmıştır (10, 46, 54, 55).

Stabilize Zirkonya

Zirkonyum metali doğada serbest halde bulunmaz. Zirkonyum oksit (ZrO_2) ve zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) bilinen formlarındandır. Zirkonyum oksit literatürde; zirkonya ve zirkonyum dioksit olarak da adlandırılmaktadır (56).

Saf haldeki zirkonya sıcaklığa bağlı olarak üç farklı fazda bulunabilen polikristalin yapıda bir materyaldir (57).

- Monoklinik faz (Oda sıcaklığı - 1170 °C)
- Tetragonal faz (1170 °C - 2370 °C)
- Kübik faz (2370 °C - 2680°C)

Fırınlama ısısında tetragonal fazda bulunan zirkonya, soğuyarak faz dönüşümüne uğrar ve monoklinik faza geçer. Bu sırada materyalin hacminde %3-5'lik bir artış meydana gelir. Zirkonya içerikli seramiklerde görülen bu olaya "*transformation toughening*" yani dönüşüm sertleşmesi adı verilir. Bu olay aşındırma, kumlama, yüksek sıcaklık değişimleri gibi dış etkenler sonucu da

gözlenebilmektedir. Dönüşüm sertleşmesi, çatlak uçlarında lokalize baskı kuvvetleri oluşturarak ilerlemelerini önler. Böylece materyal daha dayanıklı ve tok hale gelir. Ancak monoklinik faza dönüşüm kontrol altına alınmadığında, ortaya çıkan hacimsel büyüme, materyalin yapısında çatlak oluşumunu başlatacak gerilim stresleri yaratır ve monoklinik fazda kristalin miktarı arttıkça materyalin kırılganlığı anlamlı derecede artar. Gupta ve ark. (58) sinterlenmiş zirkonya örnekler kullanarak yaptıkları bir çalışmada, yüksek miktarda (%90) monoklinik faz içeren örneklerin yapısında mikroçatlakların oluştuğunu ve bükülme dirençlerinin 50-100 MPa aralığında olduğunu, buna karşın yüksek oranda (%90) tetragonal faz içeren örneklerin bükülme dirençlerinin 700 MPa 'ya dek ulaştığını bildirmişlerdir. Bu nedenle zirkonyanın oda sıcaklığındayken tetragonal veya kübik fazda stabilize edilmesi gerekir. Sonuç olarak bu mekanizma, transformasyon derecesine bağlı olarak avantaj ya da dezavantaj olabilir (10, 58, 59). Saf zirkonyaya eklenen itriyum, magnezyum, kalsiyum ve seryum elementleri materyalin bu fazlarda parsiyel ya da tam olarak stabilize edilmesini sağlar. Böylece zirkonya seramikler mikroyapılarına göre tam stabilize (FSZ), parsiyel stabilize (PSZ), tetragonal zirkonya kristalleri olarak (TZP) sınıflandırılabilir. FSZ' de; zirkonya kübik formdadır ve içeriğinde %8 molden fazla itriyum oksit (Y_2O_3) bulunur. PSZ ise; kübik matriks içerisinde nano büyüklükte tetragonal veya monoklinik parçacıklardan oluşur. TZP'ler ise genellikle itriyum ya da seryum ile tetragonal fazda stabilize edilmiş monolitik materyallerdir (60, 61). Dental zirkonyalar TZP formunda kullanılırlar. Özellikle itriyum ile stabilize edilmiş olanları (Y-TZP) frezeleme ve sinterleme sonrası en yüksek kırılma dayanımına sahip olmaları nedeniyle tercih edilirler (62).

Stabilize zirkonya seramikler, farklı bir porselenle kaplanarak kullanılabildikleri gibi, tam anatomik olarak da üretilebilirler. Tek renkli (monokromatik) ve dentinden mineye dek doğal dişe benzeyen restorasyonlar oluşturmayı sağlayan çok renkli (polikromatik) formları bulunmaktadır. Katana Zirconya, ML (Kuraray, Japonya) polikromatik zirkonya bloklara örnektir. Ayrıca materyalin opasite sorununu aşmayı hedefleyen Lava Plus (3M ESPE, Minnesota, Amerika Birleşik Devletleri), Cercon ht (DeguDent, Wolfgang, Almanya) gibi bloklar

da piyasaya sürülmüştür (1). Zirkonyanın ışık geçirgenliğini ve estetik özelliklerini arttırmak amacıyla sinterizasyon sıcaklıkları ve sürelerinde, üretim aşamaları ve renklendirme işlemlerinde çeşitli modifikasyonlar yapılmıştır. Örneğin Lava Plus'ta yapıdaki alümina miktarı azaltılmış, yanı sıra sinterizasyon süresi ve sıcaklığı düşürülerek materyalin yoğunluğu arttırılmıştır (63).

Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alumina ve Alumina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

Zirkonyanın genellikle tetragonal fazda kısmi stabilize kalması ve alüminanın ortalama bir dayanıklılığa sahip olması gibi nedenlerle, yapısı mikro veya nano ölçeklerde alümina zirkonya bileşiminden oluşan zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) seramikler geliştirilmiştir (64). CAD/CAM tekniğiyle üretilen bu seramik grubuna NANOZR (Panasonic Healthcare, Japonya) örnek olarak verilebilir. Bu seramiklerdeki alümina ve zirkonya oranı firmadan firmaya değişiklik gösterse de ZTA'nın içerisinde en az %50 oranında alümina, ATZ 'nin içeriğinde ise en az %50 oranında zirkonya bulunması önerilmektedir (1).

Kısmi stabilize zirkonyalarda, zirkonyumda gözlenen düşük ısı bozulması, mekanik stres yokluğunda kristallerde, tetragonal fazdan monoklinik faza spontan ve yavaş bir dönüşüm gerçekleşmesi sonucu oluşur. Geliştirilen son teknoloji ile sinterleme öncesi alüminyum mikropartiküllerine, zirkonya nanopartikülleri eklenmesi bu materyalleri Y-TZP ile karşılaştırıldıklarında; düşük ısı bozulmasına dirençli ve daha yüksek kırılma dayanıklılığına sahip hale getirir (65-67). Ayrıca Takano ve ark. (68) 2012 yılında yaptıkları bir çalışmada bu seramiklerin dinamik yorulma dayanıklılıkları Y-TZP'ye göre iki kattan fazla bulunmuştur.

2.2.3. Rezin Matriks Seramikler

Bu grup yüksek oranda seramik partikülleri ile doldurulmuş organik matriksli materyalleri kapsamaktadır.

Organik bir matriksin varlığı, geleneksel seramik tanımlamasının "istenilen özelliklere ulaşmak için yüksek sıcaklıklarda pişirilerek elde edilen inorganik ametalik

materyaller” (19) şeklinde olması nedeniyle bu materyalleri teorik olarak sınıflama dışı bırakıyor gibi görünse de “ADA Code on Dental Procedures and Nomenclature” 2017 yılındaki güncel sürümünde porselen/seramik terimi; “Preslenen, fırınlanan, parlatılan veya millenen, ağırlıklı olarak ısıya dayanıklı inorganik bileşenler içeren materyaller” olarak açıklanmıştır. Dolayısıyla; ağırlıklı olarak %50’nin üzerinde ısıya dayanıklı inorganik bileşenlerden oluşan seramik benzeri bu materyaller sınıflamaya rezin matriks seramikler olarak dahil edilmiştir (1).

CAD/CAM sistemleriyle kullanılmak üzere tasarlanan bu blokların üretici firmalar tarafından geliştirilme amaçları;

- Geleneksel seramiklere göre, elastik modülü dentine daha yakın olan
- Cam matriks veya polikristalin seramiklerle karşılaştırıldıklarında freze edilmeleri ve uyumlanmaları daha kolay olan
- Kompozit rezinlerle modifikasyonu ve tamiri yapılabilen restorasyonlar üretmektir.

Bu blokların üretimi sırasında ısı işlem uygulanmış olduğundan restorasyon yapım aşamasında ayrıca bir ısı işleme ihtiyaç duyulmaz. Resin matriks seramikleri inorganik kompozisyonlarına göre alt gruplara ayırmak mümkündür (1).

Resin nanoseramik

Yapılan araştırmalar bir malzemeyi meydana getiren atom boyutları küçüldükçe malzemeye ait yeni özelliklerin ortaya çıktığını göstermektedir. Nano ölçekteki bir yapıya eklenen her yeni atomun fiziksel özelliklerde neden olduğu değişikliklerin, atomun cinsine, nano yapının tür ve geometrisine bağlı olarak farklılık gösterdiği belirtilmektedir. Ayrıca, nano ölçeklerde atomlar arası bağ yapısı da değişebilmektedir. Mekanik olarak materyal zayıflarken ya da güçlenirken bir başka özelliğinin tümüyle değişebileceği gösterilmiştir. Tüm bunlar doğrultusunda, nano ölçekteki yapısal farklılıkların sadece boyutsal küçülme ile ilgili değil, küçük boyutlarda da farklı fiziksel özelliklerin ortaya çıkması ile ilgili olduğu belirtilmektedir (69-71).

Bir rezin nanoseramik olan Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya) 2011 yılında, başlangıçta CEREC (Sirona, Bensheim, Almanya) ve E4D (Planmeca, Texas, Amerika Birleşik Devletleri) sistemleri ile kullanılmak üzere tanıtılmış 2012 yılında ise laboratuvar uygulamalarında da kullanımına başlanmıştır (72). İçerikteki ağırlığın %80'i olan inorganik kısmını; 20 nanometre çapında silika parçacıkları, 4-11 nanometre çapında zirkonya nanopartikülleri ve bunların kümelenildiği zirkonya-silika doldurucular oluşturmaktadır. Organik kısım ise; bisphenol A diglycidylether methacrylate (Bis-GMA), urethane dimethacrylate (UDMA), bisphenol ethoxylated bisphenol-A dimethacrylate (Bis-EMA), triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA) monomerlerinden meydana gelen rezin matrikstir. Blokların üretimleri aşamasında yapıya eklenen silan, rezin matriks ve nanomer yapı arasında kimyasal bağlantı oluşmasını sağlar (3, 73). Lava Ultimate'in kron endikasyonu karşılaşılan desimantasyon oranının beklenenden yüksek olması ve bu durumun kalite standartlarıyla uyumlaması gerekçesiyle, firma tarafından 12 Haziran 2015 tarihi itibarıyla kaldırılmıştır. Güncel çalışmalar, özellikle tek implant üstü restorasyonlarda desimantasyon sorunu ile karşılaşıldığını göstermektedir. Bu sorunun materyalin esnek doğası nedeniyle kron içerisinde oluşan stres birikiminin yapışma alanına transferi sonucu olabileceği tahmin edilmektedir (74). Blokların kullanımına veneer, inley ve onley (iç retantif tasarım elemanı ile birlikte) restorasyonların yapımında devam edilmektedir (75).

Bu gruba verilebilecek bir diğer örnek ise 2014 yılında piyasaya sürülen Cerasmart'tır (GC, Tokyo, Japonya). Firma tarafından "kuvvet absorbe eden esnek nanoseramik CAD/CAM blok" olarak tanıtılmıştır. Ağırlıkça %71 lik inorganik kısmını; 20 nanometre çapında silika, 300 nanometre çapında ise baryum cam nano doldurucular oluşturmaktadır. Organik kısım ise; 2,2-Bis 4-methacryloxypolyethoxyphenyl propane (Bis-MEPP), UDMA, dimethacrylate'tan (DMA) meydana gelir. Yapıdaki partiküller görece küçük olmakla birlikte oldukça homojen dağılım gösterirler (76). Bu bloklardan hazırlanan restorasyonların marjinal uyumu çok iyidir. Sınırlar "chipping" olmaksızın net ve doğru biçimde hazırlanabilir (77). Lauvahutanon ve arkadaşlarının (76). 2014 yılında yayınlanan çalışmalarında

Cerasmart blokların piyasada öne çıkan rezin matriks seramikler içerisinde en yüksek bükülme direncine sahip olduğu belirlenmiştir.

Rezin nanoseramikler, dentine yakın elastisite modülüne sahiptir ve cam seramiklerle karşılaştırıldıklarında daha az kırılırlar. Esnek yapıları sayesinde, frezeleme işlemi sırasında oluşabilecek kırık ve çatlaklara karşı direnç gösterirler. Geleneksel CAD/CAM bloklara göre parlak yüzey bitişlerini daha uzun süre koruma yeteneğine sahiptirler (78, 79). İnce hazırlanmış restorasyonlarda da kırılma dirençleri yüksektir dolayısıyla fazla redüksiyon gerektirmezler (80). Bu materyaller ayrıca;

- Kolay uyumlanabilir ve yeniden cilalanabilirler.
- İyi derecede aşınma direnci gösterirler.
- Dış renklenmelere karşı dayanıklıdır.
- Cam seramiklere göre karşıt dişte daha az aşınma yaratırlar.
- Ek fırınlamaya ihtiyaç duymazlar bu da laboratuvar işlem basamaklarını azaltır.
- Yüksek bükülme direncine sahiptirler. (Lava Ultimate için 200 MPa) (74).

Rezin matriks cam seramikler

Seramikler, kimyasal stabiliteleri, mekanik ve optik özelliklerinin iyi olması ve muhteşem biyouyumları nedeniyle tercih edilseler de ağıza yerleştirilmelerinin ardından herhangi bir tamir işlemi yapmak sıklıkla sorun yaratır. Kompozitlerin ise tamir edilmeleri ve üzerlerinde değişiklik yapılması oldukça kolaydır. Ancak bu materyaller kolay aşınır. Biyouyumları ve mekanik özellikleri de seramiklere göre daha düşüktür. Tüm bunlar göz önüne alındığında, bazı araştırmacılar dentine yakın elastik modüle sahip olan kompozitler ve mineye yakın elastik modüle sahip feldspatik seramikleri birleştirerek ideal bir restoratif materyal yaratılmasını önermişlerdir (79, 81).

Firma tarafından “hibrit seramik” olarak adlandırılan ve 2013 yılında CAD/CAM sistemleri ile kullanılmak üzere piyasaya sürülen Enamic (VITA, Bad

Sackingen, Almanya) bu grubun en popüler örneklerindendir. İçeriğinin ağırlıkça %86'sı alüminyum oksitle zenginleştirilmiş feldspatik seramikten meydana gelirken, organik matriksi UDMA VE TEGDMA monomerleri oluşturur (7, 73). Diş üstü ve implant üstü kronlarda, inley, onley ve veneer yapımında kullanılabilirler. Bu materyalde, kısmi sinterize seramik partikülleri arasına düşük viskoziteli polimer yapı kapiller hareket yardımıyla infiltre edilmiştir. Rezin kompozitlerin aksine rezin matriks cam seramikler (RMCS), iç içe geçmiş bu iki ağ yapıdan oluşur. Yapılan analizlerde, polimerle çepeçevre sarılmış kristalin yapının lösit ağırlıklı olduğu, az miktarda da zirkonya içerdiği tespit edilmiştir. Materyalin porözitesinin artması bükülme direncini arttırırken, elastik modülünü ve sertliğini düşürmüştür (79, 82). Bükülme direnci ortalama 140 MPa, elastik modülü ise ortalama 28 GPa'dır. Elastik modülü dentinin elastik modülüne çok benzer olduğu için yükleme süresince daha homojen stres dağılımı beklenmektedir (83, 84). Dentine yakın sertliğe sahip olması geleneksel CAD/CAM materyallerinin bir dezavantajı olarak karşımıza çıkan karşıt dişte aşınma sorununu ortadan kaldırır, bunun yanı sıra düşük sertliği bu blokların çok daha hızlı frezelenmesine ve CAD/CAM enstrümanlarının daha uzun ömürlü olmasına olanak tanır (85). Taramalı elektron mikroskobu kullanılarak yapılan incelemelerde kırığın seramik kısımlar boyunca ilerlediği ancak polimer-seramik ara yüzünde yön değiştirerek durduğu belirlenmiştir. Bu davranış sonucu restorasyonda "chipping" kaynaklı hasarlar çok daha az görülür (82).

Rezin matriks seramiklerin estetik özellikleri, cam seramiklerle benzerlik gösterir ve bu bloklardan hazırlanan restorasyonlar alttaki diş doku rengine adapte olur. Ancak materyaller monolitik olarak üretildiği için herhangi bir modifikasyon yapılmadan uygulandıklarında, estetik sonuçlar laboratuvarında hazırlanan restorasyonların daha altındadır. Kompozit rezinler ve boyama teknikleriyle bu sorun rahatlıkla aşılabilsede bunu yaparken monolitik restorasyonların sağladığı avantajların bir miktar kaybedildiğini göz önünde bulundurmak gerekir (73).

Rezin Matriks Zirkonya-Silika Seramik

İlk olarak 2000 yılında tanıtılan bu materyaller %85 oranında inorganik içeriğe sahipken, %15'lik kısım farklı monomerlerden oluşan organik matrikstir. İnorganik kısım ultra ince zirkonya-silika partiküllerinden oluşur. Bu partiküller BIS-GMA, TEGDMA ve patentli üçlü başlatıcı sistemin oluşturduğu polimer matriksle çepeçevre sarılmıştır. Paradigm MZ100 (3M ESPE, Minnesota, Amerika Birleşik Devletleri) aynı firmaya ait Z100 restoratif rezin materyalin fabrikada üretilmiş şeklidir (78, 86). CAD/CAM uygulamaları için üretilmiş ilk rezin-kompozit içerikli blok olma özelliğini taşıyan Paradigm M100'ün polimerizasyonunun üretim aşamasında gerçekleştirilmesi materyalin mekanik özelliklerini geliştirmiştir (87). Diğer rezin matriks seramiklerde olduğu gibi, daha konservatif diş preparasyonuna izin verirler. Renklendirme, bitirme ve polisaj işlemleri kolaydır. Ağız içerisinde rahatlıkla uyumlanabilirler. Bükülme dirençleri ortalama 150 MPa'dır. Karşit dişte fazla aşınmaya neden olmazlar. İnley, onley veneer ve kron restorasyonlarda kullanımları uygundur (74). Paradigm M100 yerini, farklı sıcaklık ve basınç değerleri altında üretilerek mekanik özellikleri geliştirilen Lava Ultimate bloklara bırakmıştır (87). Bu gruba verilebilecek bir diğer örnek ise ağırlıkça %61'lik inorganik içeriğe sahip olan Shofu Block HC'dir (Shofu inc., Kyoto, Japonya). Silika, silikat ve zirkonyum silikat doldurucular, UDMA ve TEGDMA'dan oluşan polimer yapı ile çevrelenmiştir (73).

2.3. CAD/CAM Sistemleri

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelen CAD/CAM sistemleri, daha önceleri uçak ve otomotiv endüstrisinde kullanılıyor olmalarına rağmen dental uygulamalarda 1980'li yıllarda yerini almış ve hızlı bir gelişim göstermiştir (88, 89). İlk dental CAD/CAM prototipi 1983 yılında tanıtılmış, 1985 yılında ise Duret tarafından herhangi bir laboratuvar katkısı olmaksızın ilk restorasyon hazırlanmış ve ağız içine uygulanmıştır (90). 1987 yılında ise Moermann ve Brandestini tarafından geliştirilen ilk dijital ağız içi tarayıcı ölçü sistemi CEREC 1 piyasaya sürülmüştür (91). Sistemin aynı gün içerisinde hazırlanan restorasyonu

hastaya teslim şansı sunması dental uygulamalarda bir devrim niteliği taşımaktadır (92).

Diş hekimliğinde bu sistemler ve onlara özel blokların kullanımıyla; daha yüksek ve eş kalitede restorasyonların üretilmesi, şekillendirme işlemlerinin standardize edilmesi, üretim maliyetlerinin düşürülmesi ve zaman kazancı sağlanması hedeflenmiştir. Konvansiyonel protez yapım aşamalarının çok basamak içermesi nedeniyle gelişebilen çapraz kontaminasyon riski de ortadan kaldırılmaktadır. Ayrıca alumina ve zirkonya esaslı seramikler gibi daha yüksek sertlik değerine sahip materyallerin sadece CAD/CAM sistemleri ile işlenebilmesi de bu sistemlere olan ilgiyi arttırmıştır (93, 94).

CAD/CAM sistemlerinin iş akışı üç basamaktan oluşur (93);

- Yüzeylerin taranarak verilerin aktarılması ve kaydı
- Restorasyonların üç boyutlu olarak bilgisayar ortamında tasarlanması (CAD)
- Restorasyonun üretimi (CAM)

2.3.1. Tarama

Tarama aşaması intraoral ve ekstraoral (laboratuvar) tarayıcıları kullanılarak yürütülebilmektedir. İntraoral kameralar, optik tarayıcılardır ve iki grupta incelenebilirler (95).

Birinci gruptakiler, dentisyonun bireysel görüntülerini kaydeden tek görüntü kameralarıdır. Itero (Align Technology), PlanScan (Planmeca), CS 3500 (Carestream Dental LLC) ve Trios (3 Shape) bu gruba örnek olarak verilebilir. Bu kameralar tek bir görüntüde yaklaşık üç dişin kaydını oluşturabilirler. Dentisyonun daha büyük alanlarının kaydı için, yazılım programı bunları daha büyük bir üç boyutlu modelde bir araya getirecek şekilde çakıştırır. Yalnız oklüzal görüş sağlandığında, kontur yüksekliklerinin alt kısımları gibi gizli kalabilecek alanların kaydının doğru yapılabilmesi için kamera farklı açılarda konumlandırılmıştır. Kameranın görmediği eksik kalan alanlar, yazılım programı tarafından sanal ortamda eldeki diğer verilerden yola çıkarak doldurulur. İkinci gruptakiler, video kameralardır. True

Definition (Lava), Apollo DI (Sirona) ve OmniCam (Sirona) sistemleri bu tarayıcıları kullanmaktadır (96-98).

Hangi sistemin kullanıldığına bağlı olarak klinisyen restorasyonu oluşturmak için ağız içinde taramayı preoperatif ya da postoperatif olarak gerçekleştirebilir. Preoperatif taramayla var olan anatomik konturlar ve okluzal düzlem restorasyonun son haline yansıtılırken, preperasyonun postoperatif taranmasıyla, kazanılan görüntülerden elde edilen veriler ve bilgisayar veri tabanındaki dahili kütüphanede bulunan anatomik diş modelleri birleştirilip gerekli kısımlar tamamlanır (95).

Laboratuvar tarayıcıları, mekanik veya optik tarayıcılardır. Mekanik tarayıcılarda, uç kısımda yer alan bir küre, iğne ucu ya da pin yardımıyla tarayıcının dişe göre pozisyonu korunarak, yüzeylerin haritası oluşturulur. Genellikle silikon ölçü gibi negatif yüzeylerden veri elde etmek amacıyla kullanılırlar. Ancak tarama sırasında sınır bölgelerinde deformasyon oluşabileceği için model eldesi üzerinden tarama yapılması önerilmektedir. Ayrıca küçük boyutlu restorasyonların üretimi sırasında tarayıcı ucun çapı ve tasarımına bağlı kalınması bu tarayıcıların kullanım kısıtlılıklarındandır (99, 100).

Optik tarayıcıların büyük bir kısmı harekete duyarlıdır. Bu nedenle, kullanımları sırasında hastanın ufak bir hareketi bile verilerin hatalı olarak işlenmesine, bunun sonucu olarak da uyumsuz restorasyonların üretilmesine yol açabilir. Bunun yanı sıra bazı optik tarayıcılar, translusent veya yansıyan yüzeyler taranırken titanyum dioksit pudra ile opaklaştırılma ihtiyacı duyarlar. Bu sayede görüntü kalitesi ve buna bağlı restorasyon uyumunun geliştirildiği bildirilmiştir (100-102).

2.3.2. Tasarım

Restorasyon tasarımı ve planlamasının bilgisayar üzerinde üç boyutlu olarak oluşturulabilmesi için firmalar özel yazılımlar geliştirmiştir. Kullanıcı doğrudan veri tabanında yer alan şablonları kullanabileceği gibi, çeşitli modifikasyonlar oluşturarak kendi tasarımını da yaratabilir. Yazılım programları genellikle bir CAD/CAM

sistemine özgüdür ve diğer sistemlerle uyum göstermez. Üretilmek istenen restorasyon tasarımının tamamlanmasının ardından sanal model, CAD yazılımı tarafından CAM ünitesini kontrol edilen komutlar dizinine çevrilir (93, 100).

2.3.3. Üretim

Tasarımın bilgisayar kontrolünde seçilen malzemeden elde edilmesi işlemidir. Üretim farklı yöntemlerle gerçekleştirilebilir. Prefabrike bloklardan çeşitli frez ve diskler yardımıyla uzaklaştırma yapılarak restorasyon hazırlanmasına eksiltme yöntemi “*subtraktif yöntem*” adı verilir. Etkin bir yöntem olmakla birlikte materyalin büyük oranda kaybına yol açmaktadır. Bu nedenle alternatif olarak prototip oluşturma teknolojilerinde kullanılan ekleme yöntemi gündeme gelmiştir. Ekleme yöntemlerinden biri olan “*seçici lazer sinterizasyonu*” hem seramik hem de metal restorasyonların bilgisayar destekli üretimine olanak tanır (94). Bu yöntemde, restorasyon tasarımı diğer CAD/CAM sistemiyle benzer şekilde tamamlanır. Üretim aşamasında ise bloklardan uzaklaştırma yapılması yerine metal veya seramik toz havuzundaki materyalin homojen tabakalar halinde eklenerek sinterize edilmesi sonucu restorasyon hazırlanır. Ayrıca bazı CAD/CAM sistemleri bahsedilen her iki yöntemi birlikte kullanmaktadır (93).

CAD/CAM sistemleri, hasta başı (*chair-side*) sistemler, laboratuvar sistemleri (*in-lab*) ve merkezileştirilmiş üretime sahip sistemler olarak da üç grupta toplanabilir (103, 104);

Hasta başı (*chair-side*) sistemler; CAD/CAM sistemine ait tüm ünitelerin klinikte bulunduğu sistemlerdir. Bu sistemler hekime tek seansta restorasyonu tamamlama fırsatı tanır. CEREC (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) ve E4D (Planmeca, Richardson, Teksas) bu grubun örneklerindendir (104).

CEREC, hasta başında bilgisayar destekli üretim konseptinin öncüsüdür. İlk olarak 1985 yılında tanıtılan sistem firma tarafından geliştirilerek 1994 yılında CEREC 2, 2000 yılında ise CEREC 3 piyasaya sürülmüştür. Günümüzde de klinik indirekt restorasyonlarda uzun dönem takipli tek sistem olma özelliğini korumaktadır. CEREC 3D, intraoral kamera ağızda sabit tutulurken, pedal yardımıyla görüntü alınmasını

sağlamaktadır. CEREC Bluecam'de sistemin otomatik olarak görüntü alması sağlanmıştır. Ayrıca bu sistemde, infrared ışık teknolojisi kullanan diğer sistemlerden farklı olarak mavi dalga boylu ışık kullanılmaktadır. Bu ışık için optimize edilmiş yansıtıcı TiO_2 (titanyum dioksit) tozu yüzeylere uygulanır. CEREC Omnicam sisteminde ise toz kullanıma gereksinim duyulmaksızın alınan video kaydıyla doğal renklerin yakalanması hedeflenmiştir (33, 105, 106).

E4D, 2008 yılından bu yana kullanılmakta olan genellikle toz kullanımına ihtiyaç duyulmaksızın intraoral lazer tarayıcılar yardımıyla görüntü alımını sağlayan bir diğer hasta başı CAD/CAM sistemidir. Ancak sistemle birlikte kullanılabilen materyal çeşitliliğinin CEREC 3'e göre daha az olması, E4D için göze çarpan olumsuzluklardan biri olarak gösterilmektedir (101).

Laboratuvar sistemleri (*in-lab*); alçı modellerden ya da ölçüden tarama yapılan bu sistemlerde tüm üretim aşamaları laboratuvarda gerçekleşmektedir. Laboratuvar sistemlerinin büyük bir kısmı özellikle altyapı üretiminde kullanılmaktadır. Örneğin zirkonya kopinglerin üretimi yalnızca CAD/CAM sistemlerine özgüdür çünkü tasarım programları, sinterizasyon büzülmelerini hassas şekilde hesaplayıp gerekli düzenlemeleri yapabilir. CEREC inLab (Sirona, Erlangen, Almanya), DCS Preci-fit (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre), Cercon (Dentsply, Surrey, İngiltere), Zeno Tec System (Wieland, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bu gruba verilebilecek örneklerdendir (100, 101, 104).

Merkezileştirilmiş üretime sahip sistemlerde; modelin laboratuvarda taranmasının ardından elde edilen veriler internet üzerinden ana üretim merkezine ulaştırılır. Bu merkezde restorasyon altyapısı hazırlandıktan sonra, üzerine veneer seramiği işlenmesi için laboratuvara tekrar gönderilir. Bütün altyapıların aynı merkez tarafından hazırlanmasıyla optimal kalite kontrolünün sağlanması hedeflenmiştir. Procera (Nobel Biocare, Zürich-Flughafeni, İsviçre) ve LAVA (3M, ESPE, Seefeld, Almanya) sistemleri bu grubun örneklerindendir (92, 104).

CAD/CAM sistemleri ayrıca veri paylaşımlarına göre açık ve kapalı sistemler olarak sınıflandırılmaktadır. Açık sistemler; farklı firmaların veri elde etme üniteleri, sanal tasarım programları ve üretim parçalarının kombinasyonlarının kullanımına

izin verir. Kapalı sistemlerde ise; bütünleştirilmiş CAD/CAM unsurları bulunur ve farklı sistemler arasında değişim yapılamaz. Bu sistemler, kullanıcıyı yazılım güncellemeleri için tek bir üreticiye bağlı hale getirir (95, 107, 108).

Günümüz diş hekimliği uygulamalarında CAD/CAM sistemleri oldukça geniş bir endikasyon yelpazesine sahiptir. Laminate veneer, inley, onley, bölümlü veya tam kron üretiminde, köprü sistemlerinde, implant destekli protezlerde dayanak olarak, hibrit protez altyapılarının oluşturulmasında, hareketli bölümlü protezlerin iskeletlerinde, tam protezlerde, maksillofasiyal protezlerde, implant cerrahisi için rehber görevi gören stentlerin hazırlanmasında kullanılmaktadır. Bunların yanı sıra ortodontik splintlerin üretimi, ortodontik modelleme ve planlamalarda bu sistemlerden yararlanılabilmektedir.

2.4. Mekanik Kavramlar

2.4.1. Kuvvet

Kuvvet üç özelliği ile tanımlanır. Bunlar; kuvvetin uygulanma noktası, büyüklüğü ve yönüdür. Kuvvetin yönü, tipini belirler. Herhangi bir maddeye yeterli kuvvet uygulandığında, madde hareket edebilir ya da yapısına bağlı olarak şekil değişikliğine ya da deformasyona uğrayabilir. Uluslararası birim sisteminde kuvvet birimi "Newton (N)" olarak kabul edilmiştir (19).

2.4.2. Gerilim ve Gerilme

Bir yapı kuvvet ile karşılaştığında, ona karşı direnç gösterir. Bir maddenin birim alanına uygulanan kuvvet olarak da tanımlanan bu içsel tepki gerilim (stres) olarak adlandırılır. Uygulanan kuvvetin büyüklüğüne eşit ve zıt yönlü olarak meydana gelir. "S veya σ " olarak ifade edilir. Stres ölçümü "stres= kuvvet/alan" formülü kullanılarak yapılır. Birimi "megapascal (MPa)"dır. Farklı açı ve yönlerde uygulanan kuvvetlere göre farklı gerilim tipleri oluşur. Bunlar; çekme, sıkıştırma, makaslama gerilimi ve kompleks gerilimlerdir (10, 19, 21).

Çekme gerilimi (Tensile stress); materyali uzatmaya ya da germeye çalışan bir yükün yarattığı deformasyona karşı oluşur.

Sıkıştırma gerilimi (Compressive stress); Bir madde kendisini sıkıştırmaya ya da kısaltmaya çalışan bir yüke maruz kaldığında gösterdiği direnç olarak tanımlanır. Ancak negatif elektrostatik alanın yüksek itme kuvveti nedeniyle, çok yüksek gerilimlerde bile oluşan gerilme sınırlı kalır.

Makaslama gerilimi (Shear stress); Bir maddeyi diğerinin üzerinden kaydırma ya da döndürme hareketine karşı çıkan gerilimdir.

Kompleks gerilimler; Herhangi bir maddeye tek tip gerilim uygulamak oldukça güçtür. Pratikte, yapıda bir gerilim tipi daha baskın olmasına rağmen diğer gerilim tipleri de aynı anda bulunur. Sabit protetik diş hekimliğinde özellikle köprü restorasyonları bu tip gerilimlerle en sık karşılaştığımız örneklerdendir.

Gerilme (strain); birim boyut başına uzunluk değişimi olarak tanımlanır. Yüzde (%) olarak ifade edilir. Gerilme elastik, plastik ya da ikisi bir arada olabilir. Elastik gerilme, geri dönüşümlüdür yani stres ortadan kalkınca atomlar eski haline döner. Plastik gerilme ise materyal içindeki atomların daimi olarak yer değiştirmesidir (21).

2.4.3. Kırılma Dayanıklılığı

Dental materyaller ağız içerisinde çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle, çekme, eğilme, makaslama ve sıkışma kuvvetlerine maruz kalırlar. Kuvvetler sonucu oluşan bu gerilimler materyalde ya da bağlantı bölgelerinde kırılma ve kopmalara dolayısıyla başarısızlığa sebep olur. Bu nedenle dental materyallerin üstün dayanıklılık özelliklerine sahip olmaları gerekir. Kırılma dayanıklılığı, bir cisme belli bir miktarda kuvvet uygulanmasını takiben kırıldığı andaki gerilim miktarı olarak tanımlanır (19, 109). Dayanıklılık çeşitli etkenlerle doğrudan ilişkilidir. Bunlar; Uygulanan stres oranı, kullanılan örneğin şekli, örneğin boyutu, yüzey özellikleri, uygulanan stres döngü sayısı ve materyalin test edildiği ortamdır (10).

Seramikler rutin olarak dental restorasyonlarda kullanılıyor olmalarına karşın en önemli dezavantajlarından biri özellikle posterior bölgede yüksek oranda klinik başarısızlıklarla karşılaşılmasıdır (110). Tam seramik kronlar sıklıkla oluşan gövdesel kırıklar nedeniyle değiştirilir. Bu durum tabakalanan seramiklerde görüldüğü gibi

monolitik kronlarda da karşımıza çıkar (111). Tabakalanan seramiklerde meydana gelen kırılmalar kor yapının ya da veneer seramiğinin kalınlığından etkilenebilir. Dental seramiklerin çoğu, düşük gerilme ve kırılma dayanıklılıkları nedeniyle kırılğan kabul edilir. Bu durumun materyalin yapısal hatalarından kaynaklandığı düşünülmektedir. Dış yüklemeler sonucu meydana gelen gerilme kuvvetlerinin bu yapısal sorunlardan ya da sonradan oluşan defektlerden başlayarak kırık oluşturduğu gösterilmiştir. Sonuç olarak, kırıklar genellikle seramiklerin iç yüzeyinden yani gerilme kuvvetlerinin en yüksek olduğu simantasyon yüzeyinden başlar ve gövdesel kırık oluşana dek dış yüzey boyunca ilerler. Bu nedenle CAD/CAM seramikleri tanıtılmış, bu materyallerin endüstriyel koşullar altında üretilmesi sayesinde yapısal boşluk, hata ve çatlaklar önemli derecede azaltılarak mekanik özelliklerin geliştirilmesi hedeflenmiştir (111-113).

Kırılğan materyaller, gerilim kuvvetlerine, baskı kuvvetlerine göre daha dayanıksızdırlar. Bu nedenle gerilme dayanımı (*ultimate tensile strength*), kırılğan materyaller kullanılarak hazırlanan dental restorasyonların başarısızlık potansiyellerini değerlendirmede, daha anlamlı bulunmaktadır (114). Bükülme direnci, bükme sırasında materyalin kırılma ya da kopmaya başladığı stres değeridir. Gerilim kuvvetlerine karşı restorasyon dayanıklılığının ölçümünü sağlar. Yüksek bükülme direncine sahip materyaller, gövdesel kırık oluşumuna daha az hassasiyet gösterir (115).

Bükme testlerinin, standart örneklerle ve standart koşullar altında uygulanması güvenli ve tekrarlanabilir sonuçlar alınmasını sağlar (116). Seramik materyallerin bükülme direnci tek eksenli "*uni-axial*" ve çift eksenli "*bi-axial*" bükme testleri ile belirlenir (117).

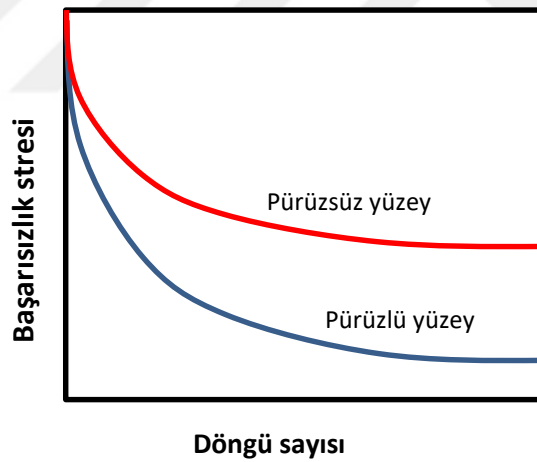
2.4.4. Yorulma Dayanıklılığı

Geçmişte yapılan araştırmalara bakılarak, bir nesne "*yield stres*" (elastik davranışın sona erdiği, plastik davranışın başladığı nokta) değerinin altında bir strese maruz kaldığında, bu stres ortadan kalktığında iç yapısında ve özelliklerinde herhangi bir değişiklik olmaksızın asıl haline dönmelidir. Birkaç yükleme ve boşaltma

döngüsü materyali önemli ölçüde etkilemez. Ancak bu stres birçok kez tekrarlandığında, materyalin dayanıklılığı önemli ölçüde azalır ve sonuç olarak başarısızlık meydana gelir. Yorulma tekrarlanan yük altında ilerleyen kırık olarak tanımlanır. Yorulma testleri, bir örnekte kırılma oluşana dek *yield stres* değerinin altındaki alternatif streslerin uygulanmasıyla gerçekleştirilir (19).

Yorulma davranışı bir materyali bilinen en yüksek değerde döngü stresine maruz bırakarak ve kırılmaya yol açan gerekli döngü sayısı bulunarak belirlenir. Başarısızlık stres değeri ve döngü sayısının karşılaştırılması bir dayanma limitinin (yorulma limiti, *endurance limit*) hesaplanmasına olanak tanır. Dayanma limiti, sonsuz sayıda döngü boyunca başarısızlık olmaksızın sürdürülebilen en yüksek strestir. Pürüzlü yüzeylere sahip kırılğan materyallerin dayanma limiti, iyi cilalanmış olanlara göre daha düşüktür (10) (Tablo 2.1).

Tablo 2.1. Pürüzlü ve pürüzsüz yüzeylere göre döngü sayısı ve başarısızlık stresi ilişkisi.



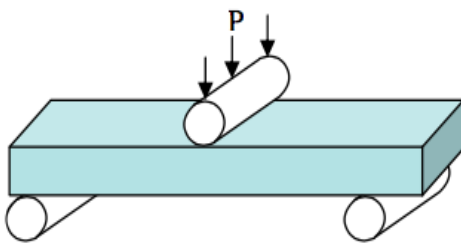
Yorulma dayanıklılığı, tekrarlanan yükleme sırasında bir maddenin başarısız olduğu stres seviyesidir. Tekrarlanan veya döngüsel yükleme altındaki başarısızlık, oda sıcaklığında laboratuvar koşullarında gerçekleştirilen testlere bağlı olduğu için, ağız içerisinde yüksek sıcaklık, nem, değişken pH değerleri, proteinlerin bulunduğu salin ortamı gibi etkenlerin yorulma dayanıklılığını düşürme eğiliminde olduğu göz ardı edilmemelidir. Yorulma dayanıklılığı, her materyal için değişecektir çünkü

dalgalandan stresin büyüklüğü, hazırlanan örneğin şekli ve test koşullarından etkilenmektedir. Dinamik yorulma testi, kırılma-mekanik temelli çatlak yayılım testlerine göre daha dikkatli ömür tahminleri yapılmasını sağladığı ve başarısızlığa neden olan hataları daha gerçekçi şekilde belirlediği için tercih edilir. Yorulma testi tek veya çift eksenli olarak gerçekleştirilebilir (118-121).

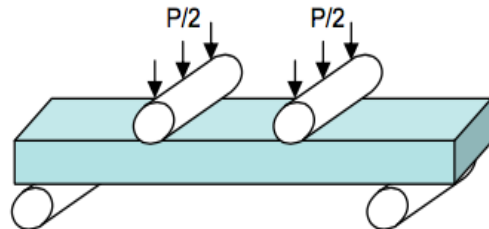
2.5. Mekanik Testler

Mekanik test uygulamaları, statik ve dinamik testler olarak sınıflandırılabilir. Statik testler, materyalde hangi yük altında nasıl bir hasar oluştuğunu belirlemek için kullanılırken, dinamik testler, çığneme hareketlerinin taklit edilmesini sağlar ve test edilen materyalin ömrü hakkında fikir verir. Literatürde sıklıkla kullanılan mekanik testler; çekme testleri (*tensile test*), basma testi, eğme testi (*bowing test*), katlama testi (*bending test*), darbe testi (*impact test*), sürünme testi (*creeping test*), sertlik testi (*hardness test*) ve yorulma testleridir (*fatigue test*) (114).

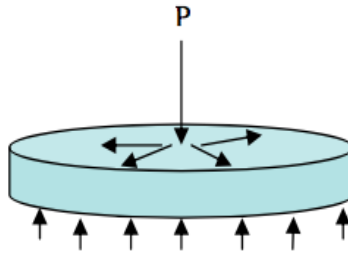
Materyallerin bükülme direnci ve yorulma dayanıklılığının belirlenmesi için tek veya çift eksenli testler kullanılmaktadır. Tek eksenli testler, üç nokta bükme (*three-point bending*) ve dört nokta bükme (*four-point bending*) testleridir (Şekil 2.1-3). Çift eksenli testlerse keskin açıcı uç kullanılanlar ve kullanılmayanlardır. Keskin açıcı uç kullanılanlarda, yüzey işleme, kumlama ve çizilmede sert parçacıklarla temastan kaynaklanan hasar modelleri taklit edilir. Hasar, girinti yükü ile kolaylıkla kontrol edilir ve nicelleştirilir. Bununla birlikte, çok yüksek bir girinti yükü kullanılması seramik yüzeyine zarar vereceğinden, yorulma dayanıklılığı azalacaktır (121).



Şekil 2.1. Üç Nokta Bükme Testi.



Şekil 2.2. Dört Nokta Bükme Testi.



Şekil 2.3. Çift Eksenli Bükme Testi.

Zhang ve Lawn (121) 0.1N ve 1N girinti kuvvetlerinin kullanılmasının daha az hasara yol açtığını ancak 10N kuvvetin yorulma dayanıklılığını önemli ölçüde azalttığını keşfetmiştir.

Yorulma testi, tekrarlanan titreşim veya gerinim koşulları altında nasıl performans gösterdiğini belirlemek için bir test örneğine sürekli yük uygulamaktır. Çiğneme sırasında mikroyapı hasarının birikimi, klinik olarak ciddi bir başarısızlığa neden olabilir. Bu nedenle yorgunluk, restorasyonların klinik performansının bir göstergesidir. Yorulma testi için örnekler bar şeklinde, disk şeklinde ya da kron ve köprü tasarımları olarak hazırlanabilir. In vitro yorulma testleri hem “*Woehler eğrisi*” (S-N eğrisi) hem de merdiven yöntemi (*stair-case method*) kullanılarak gerçekleştirilebilir. Woehler eğrisi yöntemi, yüksek döngü rutinine ulaşmak için uzun bir süre gerektirir. Bununla birlikte, bir seri örneğin sırayla test edildiği merdiven tekniği için ise çok miktarda örneğin test edilmesi gerekir (122).

Merdiven yönteminde (*stair-case method*); araştırmacılar döngüsel yaşam sürelerini önceden seçer ve materyali belli bir stres seviyesinde döngüye sokarlar. Örnek başarısız olursa, daha düşük bir stres değeri seçilir ve deney tekrarlanır. Eğer örnek seçilen döngü sayısına ulaşırsa, bir sonraki deney daha yüksek bir stres seviyesinde gerçekleştirilir. Bu yöntemle ilgili kaygı, bir yorulma sınırı varsayımı yapılmasıdır. Herhangi bir örneğin başarısız olacağı bir stres seviyesi, istatistiksel olarak yaşam süresi tahmini için yararlı değildir (123).

2.5.1. Tek Eksenli Bükme Testleri

Tek eksenli testler; üç nokta bükme ve dört nokta bükme testleridir. Bu testler, kırılğan materyallerin ve metal-seramik yapıların dayanıklılıklarının değeriendirilmesi için kullanılır. Örneğin alt yüzeyinde oluşan temel stresler gerilim stresleri olarak karşımıza çıkar ve kırılğan materyal yapısındaki çatlakların oluşumundan genellikle bu stresler sorumludur (114).

Üç Nokta Bükme testi

Bu test, aralarında belli bir uzaklık bulunan ve iki destek üzerine yerleştirilen örneklerin tam ortasına uygulanan yükü gerçekleştirilmektedir (124, 125). Üç nokta bükme testinde bükölme direnci formöl 2.1.'deki şu eşitlikle hesaplanır (125):

$$\sigma_f = \frac{3Fl}{2wh^2} \quad (2.1.)$$

σ_f : Bükölme dayanımı (MPa)
 F: Kırılma anında kaydedilen yük (N)
 l: İki dayanak arasındaki mesafe (mm)
 w: Örneklerin genişliğı (mm)
 h: Örneklerin yüksekliğı (mm)

Üç nokta bükme testinin sınırlamalarından biri, çubuk şeklinde hazırlanan örneklere uygulanan kuvvet (F) sonucu, örnek ortadan kırılmazsa, gerekli ölçümün yapılması için düzeltme gerekmektedir. Kırık orta kısımda oluştuğunda yukarıdaki eşitlik kullanılabilir (10).

Dört Nokta Bükme Testi

Dört nokta bükme testinde ise dikdörtgenler prizması şeklindeki örnekler, üç nokta bükme testindeki gibi iki uçtan desteklenen bir platforma yerleştirilir. Ancak bu testte kuvvet, orta noktaya göre simetrik iki ayrı noktadan uygulanmaktadır (126, 127). Bükölme direnci formöl 2.2'deki şu eşitlikle hesaplanır (125):

$$\sigma_f = \frac{3Fl}{4wh^2} \quad (2.2.)$$

σ_f :Bükülme dayanımı (MPa)

F: Kırılma anında kaydedilen yük (N)

l: İki dayanak arasındaki mesafe (mm)

w: Örneklerin genişliği (mm)

h: Örneklerin yüksekliği (mm)

İki yükleme elemanının kullanılması, örneğe daha homojen bir yük uygulanmasını sağlar. Tek bir yükleme elemanı kullanıldığında orta hatta meydana gelen stres yoğunlaşmaları ve V şeklinde çökmelerin önüne geçilmiş olur. Örneğin daha büyük ve demonstratif bir bölümü test edilir. Ayrıca merkezi yük aralığı içerisindeki gerilim sabittir. Bu nedenle orta noktada kırılmayan örnekler için herhangi bir düzeltme yapılmasını gerektirmez. Tüm bunlar dört nokta bükme testini üç nokta bükme testine göre daha üstün kılar (10, 19).

2.5.2. Çift Eksenli Bükme Testleri

Bu testlerde disk şeklinde örnekler hazırlanır ve kuvvet merkezden uygulanır. Kullanılan destekler ve yükleme biçimine göre üç top üzeri piston, top üzeri halka, halka üzeri halka gibi farklı uygulama yöntemleri vardır. Örneğin üç top üzeri piston testinde; disk şeklinde örnekler üç çelik bilye üzerine yerleştirilir ve kuvvet bu üç çelik bilyenin tam ortasına gelecek şekilde uygulanır. Bu test; bazı araştırmacılar tarafından bar örneklere uygulanan bükme testlerinde görülen kenar kırılmalarından kaçınmak için tercih edilir. Aynı zamanda örnekler diğer bükme testlerine göre daha kolay hazırlanır. Ancak, tek eksenli bükme testlerine göre bazı dezavantajları vardır. En önemli olumsuzlukları; optimum test geometrisinin (en-boy oranı, kenar çıkıntıları gibi) nasıl olması gerektiği açık değildir. Örneklerin en az 12 mm çapında hazırlanması gerekir ve bu durum genellikle dikdörtgen bloklar halinde bulunan 12-14 mm'lik genişlik ya da derinliğe sahip CAD/CAM materyallerinden uygun şekilde örnekler hazırlanmasını kısıtlar. Ayrıca stres alanı için ince plakaların kullanılması özellikle elektrolit membranlar gibi materyallerle ilgili sınırlamalara neden olabilir (10, 122, 128).

2.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), katı maddelerin yüzeylerindeki mikro yapıları incelemek amacıyla kullanılır. Temel prensip, bir elektron demeti kullanılarak ilgili yüzeyin taranmasıdır. Örnek yüzeyleri, hassas bir inceleme yapılabilmesi için önce ince bir altın tabaka ile kaplanır. Ardından örneğe gittikçe genişleyen elektron demetleri gönderilir. Bu elektronlar belli bir yüzeye çarptığında, yüzeydeki atomlar sekonder elektronlar yayar. Sekonder elektronlar özel bir dedektör tarafından yakalanır ve elektrik akımına çevrilir. Daha sonra seçilen oranlarda büyütme yapılır ve oluşturulan elektriksel sinyal bilgisayar ekranı üzerinde görüntü olarak kaydedilir (129-131).

Tez çalışmamızı gerçekleştirmeden önce iki farklı null hipotezi ortaya koyduk. Bunlardan birincisi Lava Ultimate ve GC Cerasmart rezin nanoseramik materyallerin bükülme dirençleri arasında fark bulunmadığı ancak Enamic hibrit seramik materyale göre daha dirençli olduklarıdır.

İkinci hipotezimiz ise rezin nanoseramiklerin yorulma dirençleri arasında fark bulunmadığı ancak hibrit seramiğe göre daha dirençli olduklarıdır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından (proje kodu: THD-2017-13199) kısmi olarak desteklenen tez çalışmamızda, piyasada öne çıkan üç farklı rezin matriks seramiğin yorulma dayanıklılıklarının karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlandı. Çalışmada kullanılan seramik materyaller ve üretici firmaları Tablo 3.1’de gösterilmiştir. Örnekler Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarında hazırlandı. Monotonik testler, yorulma testleri ve taramalı elektron mikroskobu incelemeleri ise Turku Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarı’nda tamamlandı.

Tablo 3.1. Resin matriks seramik materyaller ve üretici firmaları.

Materyal	Üretici Firma	Üretim Yeri
VITA Enamic	VITA Zahnfabrik	Almanya
Lava Ultimate	3M ESPE Dental Products	Amerika Birleşik Devletleri
GC Cerasmart	GC Dental Products Corp.	Japonya

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Her gruba ait bloklardan (Şekil 3.1), Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde bulunan Metkon Microcut 201 (Metkon Endüstriyel San.Tic.A.Ş., Bursa, Türkiye) hassas testere cihazı (Şekil 3.2) yardımıyla 2 x 2 x 12 mm’lik toplam 105 adet çubuk şeklinde örnek elde edildi.

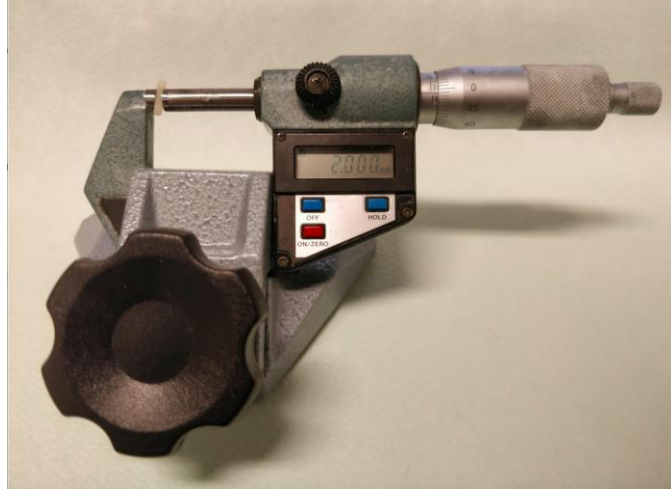


Şekil 3.1. Enamic, Lava Ultimate ve GC Cerasmart bloklar.



Şekil 3.2. Metkon Microcut 201 hassas testere cihazı.

Örneklerin boyutları hassas bir mikrometre ile kontrol edildi (Şekil 3.3.). Her 5 örnekte bir mikrometre kalibre edildi. Uygun ölçekte kesilmeyen örnekler yine Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarı'nda bulunan Metkon Gripo 2V (Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye) ile 600 *gritlik* zımpara yardımıyla su soğutması altında uygun boyuta getirildikten sonra, tüm örnekler sırasıyla 600, 800 ve 1200 *gritlik* zımparalarla yine su soğutması altında 10'ar saniye süreyle polisajlandı (Şekil 3.4).



Şekil 3.3. Örnek boyutlarının mikrometre yardımıyla ölçülmesi.

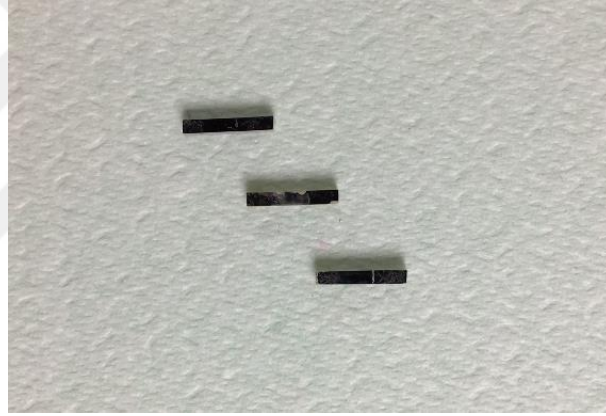


Şekil 3.4. Metkon GriPO 2V zımparalama ve parlatma cihazı.

Olası stres yoğunlaşmalarının önüne geçmek amacıyla kenar bölgeler yuvarlatıldı. Hazırlanan örnekler olası defekt içerenleri ayırmak amacıyla optik mikroskop altında tekrar gözden geçirildi (Şekil 3.5). Daha sonra her örnek monotonik ve döngüsel testler öncesi oda sıcaklığında (22°C) 24 saat süreyle bekletildi. Her gruptan 10 adet örnek yarı statik test için 25 örnek ise dinamik yorulma testi için ayrıldı. Örnekler hangi yüzeyden kuvvet uygulandığının belirlenmesi amacıyla asetat kalem ile işaretleme yapıldı (Şekil 3.6).



Şekil 3.5. Hazırlanan örneklerin optik büyüteç altında incelenmesi.



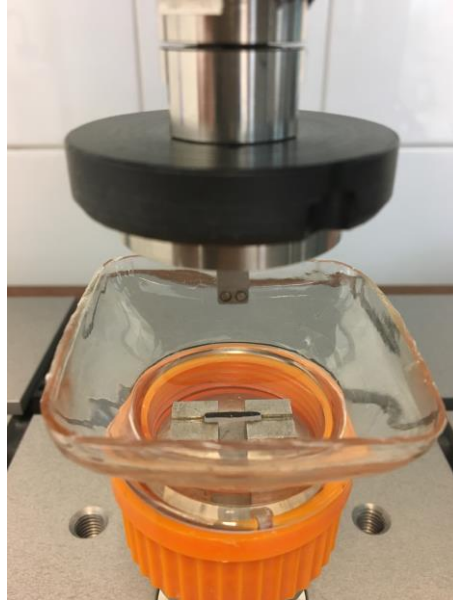
Şekil 3.6. Her üç materyale ait örneklerin test edilmeden hemen önce asetat kalemiyle işaretlenmiş son halleri.

3.2. Yarı Statik Test

Örneklere kırılma gerçekleşene dek bir elektrodinamik test cihazı olan, Instron Electropuls E1000 (Instron, High Wycombe, UK) 'e ait, destek noktaları arasında 9 mm mesafe bulunan dört nokta bükme test fikstürü içerisinde yük uygulandı. 5 Hz'lik frekansta gerçekleşen ani yük ve yük hattı değişimleri monitörize edildi (Şekil 3.7 ve Şekil 3.8).



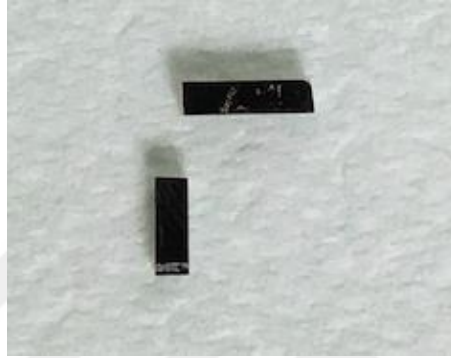
Şekil 3.7. Instron Electropuls E1000 elektrodinamik test cihazı.



Şekil 3.8. Resin-matriks seramik örneklerin dört nokta bükme test fikstürü içerisine yerleştirilmesi.

Örneklerin bükülme direnci konvansiyonel kiriş teorisi (*conventional beam theory*) kullanılarak belirlendi. Ölçülen en yüksek yük miktarı (P), kiriş genişliği (b), kiriş kalınlığı (h), iç ve dış destekler arası mesafe (l) 3 mm olmak üzere her gruptan 10 adet örnek monotonik teste tabi tutuldu (Şekil 3.9).

Materyallerin bükülme dirençleri " $3Pl/bh^2$ " formülü kullanılarak "MPa" cinsinden hesaplandı.



Şekil 3.9. Monotonik test sonrası kırılan örnek.

3.3. Yorulma Testi

Yorulma testi, yarı statik testten elde edilen bükülme direnci sonuçlarının ortalama %90'ı alınarak en yüksek döngüsel stres değerinde başlatıldı. Ardışık örnekler için maksimum stres değeri "*stair-case*" yöntemine göre 5 MPa ile 15 MPa aralığında düşürüldü (Şekil 3.10). Bu süreç 1.2×10^6 döngü sayısı içerisinde materyalin başarısızlığa uğramadığı bükülme stres genliğine ulaşılan dek sürdürüldü. Gerilme ömrü (S-N) yorulma dağılımı, döngüsel stres genliğine karşı başarısızlık görülen döngü sayısı çizilerek değerlendirildi. Yorgunluk başarısızlığına uğrayan her gruptan örneklerin yorulma ömrü dağılımı, doğrusal olmayan regresyon kullanılarak formül 3.1.'deki "*Basquin-type*" modeli ile formüle edildi.

$$\sigma = A(N)^B \quad (3.1.)$$

Burada A ve B sırasıyla yorulma ömrü kuvveti ve katsayısını belirtmektedir.

Bu sabitler, yorulma cevaplarının "*power law regresyonu*" nundan elde edilmiştir.

Dayanıklılık limiti, bu sınırı 1×10^7 siklus olarak tanımlayan modeller doğrultusunda belirlenmiştir.



Şekil 3.10. Dinamik yorulma testi sonrası başarılı ve başarısız olan örnekler.

3.4. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Değerlendirmesi

Örneklerin yarı-statik ve dinamik yorulma testleri tamamlandıktan sonra yarı statik test için her gruptan birer, yorulma testi için her gruptan ikişer örnek seçildi. Seçilen örnekler Turku Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarı'nda bulunan Mini Sputter Coater SC7620 (Quorum Technologies LTD, İngiltere) cihazı kullanılarak altın-paladyum alaşımı ile kaplandı. Örneklerin görüntüleri yine aynı laboratuvarda PHENOM™ ProX (Phenom World, Hollanda) taramalı elektron mikroskobu kullanılarak kaydedildi.

3.5. İstatistiksel Analiz

Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. Verilerin normal dağılıma uygun olup olmadığı Shapiro Wilk testi ile incelendi. Normal dağılım gösteren verilerin karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı. Gruplar arasındaki farklılığın test edilmesinde Tukey HSD ve Tamhane's T2 kullanıldı. Stres ve siklus arasındaki nedensellik ilişkisi *non-linear regresyon* modeli kullanılarak değerlendirildi. Analiz sonuçları; aritmetik ortalama $\pm$ standart sapma şeklinde sunuldu. Anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

4.1. Bükülme Direnci Ortalama Değerlerinin Karşılaştırılması

Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Gruplara göre stres değerleri normal dağılıma uyduğu için ortalamalar arasındaki farklılık tek yönlü varyans analizi ile belirlendi. Varyans analizi sonucunda gruplara göre ortalama değerlerin gruplar arasında farklılık gösterdiği tespit edildi ($p < 0,001$). Enamic grubunda ortalama değer 99.79 iken Lava Ultimate grubunda 145.9 ve GC Cerasmart grubunda ise 157.79 olarak hesaplandı (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Bükülme direnci ortalama değerlerinin karşılaştırılması.

Grup	n	Ortalama $\pm$ Standart Sapma	Test İstatistiği	p
Enamic	10	99.79 $\pm$ 12.65	F=27.665	<0.001
Lava Ultimate	10	145.9 $\pm$ 22.97		
GC	10	157.79 $\pm$ 18.16		
Toplam	30	134.49 $\pm$ 31.03		

F: Tek yönlü varyans analizi (ANOVA) test istatistiği

Ortalama stres değerlerinin gruplara göre farklılık gösterdiği tespit edildikten sonra bu farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını incelemek için öncelikle varyansların homojenliği test edildi. Levene testine göre varyanslar homojen olarak bulundu ($p = 0.381$). Varyansların homojen olması nedeniyle çoklu karşılaştırma testlerinde Tukey HSD testi kullanılarak karşılaştırma yapıldı (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Çoklu karşılaştırma test sonuçları.

Grup (I)	Grup (J)	I-J*	Standart Hata	p
Enamic	Lava Ultimate	-46.10	8.24	<0.001
	GC	-58.00	8.24	<0.001
Lava Ultimate	GC	-11.89	8.24	0.333

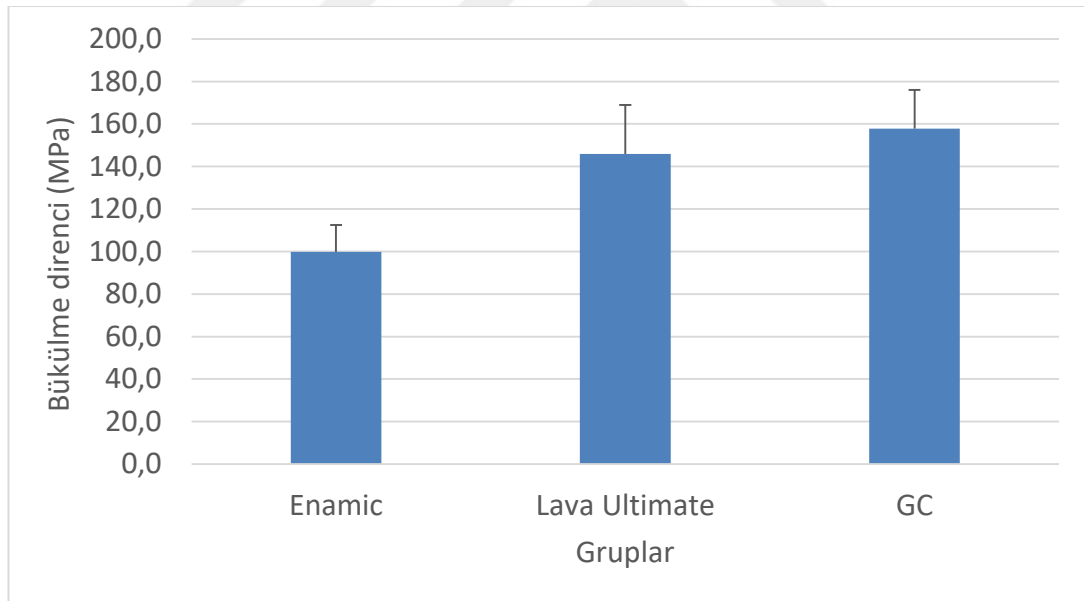
*Ortalama stres değerleri arasındaki farkı göstermektedir.

Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi sonucunda Enamic grubunun ortalama stres değerinin Lava Ultimate grubundan daha düşük olduğu ve aralarındaki ortalama farklarının -46.10 olduğu belirlendi. Enamic ile Lava Ultimate grubu ortalama değerleri arasındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.001$).

Enamic grubundaki ortalama stres değerinin aynı zamanda GC Cerasmart grubunun ortalama değerinden de daha düşük belirlendi ve aralarındaki fark -58 olarak hesaplandı. Enamic ile GC Cerasmart arasındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.001$).

Lava Ultimate grubu ile GC Cerasmart grubu ortalamaları arasındaki fark -11,89 olarak hesaplandı. Lava Ultimate grubunda ortalama değer daha düşük olmasına karşın bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0.333$).

Test gruplarına ait bükülme direnci değerleri ve standart sapmalar Şekil 4.1.'de grafik olarak verilmiştir.



Şekil 4.1. Gruplara göre bükülme direnci değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği.

4.2.Yorulma Testi Bulguları

Normalite analizi Shapiro-Wilk testi kullanılarak gerçekleştirildi. Gruplara göre yorulma testi stres değerleri normal dağılıma uyduğu için, ortalamalar

arasındaki farklılık tek yönlü varyans analizi ile incelendi. Varyans analizi sonucunda gruplara göre ortalama değerlerin gruplara arasında farklılık gösterdiği tespit edildi ($p<0,001$). Enamic grubunda ortalama değer 36.13 iken Lava Ultimate grubunda 64.22 ve GC Cerasmart grubunda da 53.70 olarak belirlendi (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Gruplara göre yorulma testi ortalama stres değerlerinin karşılaştırılması.

Grup	n	Ortalama $\pm$ Standart Sapma	Test İstatistiği	p
Enamic	10	36,13 $\pm$ 3,34	F=273,881	<0,001
Lava Ultimate	10	64,22 $\pm$ 1,03		
GC Cerasmart	10	53,70 $\pm$ 4,66		
Toplam	30	49,98 $\pm$ 11,89		

F: Tek yönlü varyans analizi (ANOVA) test istatistiği

Ortalama stres değerlerinin gruplara göre farklılık gösterdiği tespit edildikten sonra bu farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını incelemek için öncelikle varyansların homojenliği test edildi. Levene testine göre varyanslar homojen bulunmadı ($p<0,001$). Varyanslar homojen olmadığı için çoklu karşılaştırma testlerinden Tamhane's T2 testi kullanılarak karşılaştırma yapıldı (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Çoklu karşılaştırma test sonuçları

Grup (I)	Grup (J)	I-J*	Standart Hata	p
Enamic	Lava Ultimate	-28.09	0.797	<0.001
	GC Cerasmart	-17.57	1.263	<0.001
Lava Ultimate	GC Cerasmart	10.52	1.055	<0.001

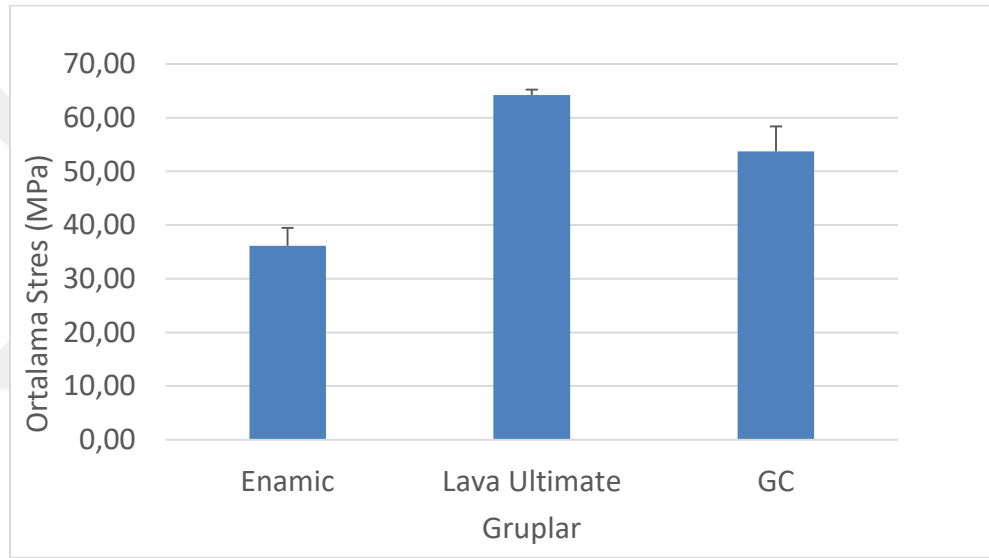
*Ortalama stres değerleri arasındaki farkı göstermektedir.

Tamhane's T2 çoklu karşılaştırma testi sonucunda Enamic grubunun ortalama stres değerinin Lava Ultimate grubundan daha düşük olduğu ve aralarındaki ortalama farklarının -28.09 olduğu tespit edildi. Enamic ile Lava Ultimate grubu ortalama değerleri arasındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.001$).

Enamic grubundaki ortalama stres değeri aynı zamanda GC Cerasmart grubunun ortalama değerinden de daha düşük bulundu ve aralarındaki fark -17,57 olarak tespit edildi. Enamic ile GC Cerasmart arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.001$).

Lava Ultimate grubu ile GC Cerasmart grubu ortalamaları arasındaki fark 10,52 olarak belirlendi. Lava Ultimate grubunda ortalama değer daha yüksek hesaplandı ve bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.001$).

Test gruplarına ait ortalama stres değerleri ve standart sapmalar Şekil 4.2.'de grafik olarak gösterilmiştir.

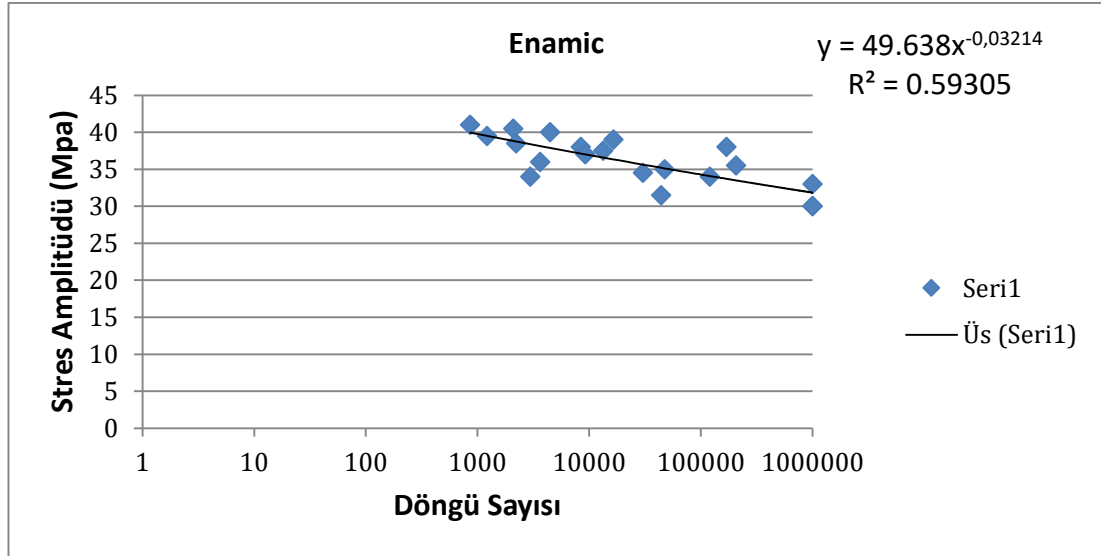


Şekil 4.2. Gruplara göre yorulma testi ortalama stres değerleri ve standart sapma grafiği.

4.2.1. Yorulma Limiti (*Endurance Limit*)

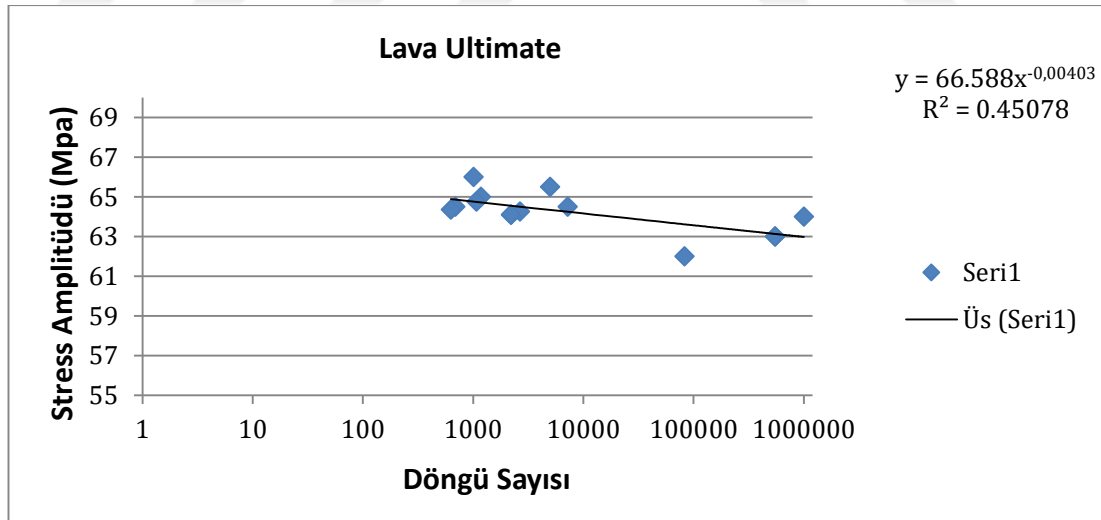
Her grup için stres ve döngü sayısı arasındaki Power regresyon analizi sonucunda elde edilen parametreler tablo AA da sunuldu.

Enamic grubunda A parametresi 49.63762 ve B parametresi -0.03214 olarak hesaplandı. Döngü sayısı bağımsız değişken ve stres değeri bağımlı değişken olarak incelenen modelde determinasyon katsayısı (R^2) %59.305 olarak bulundu. Bu da stres değişkeninin %59.305'lik kısmının döngü sayısı tarafından açıklandığını göstermektedir (Şekil 4.3).



Şekil 4.3. Enamic örnekler için stres-yorulma diyagramı.

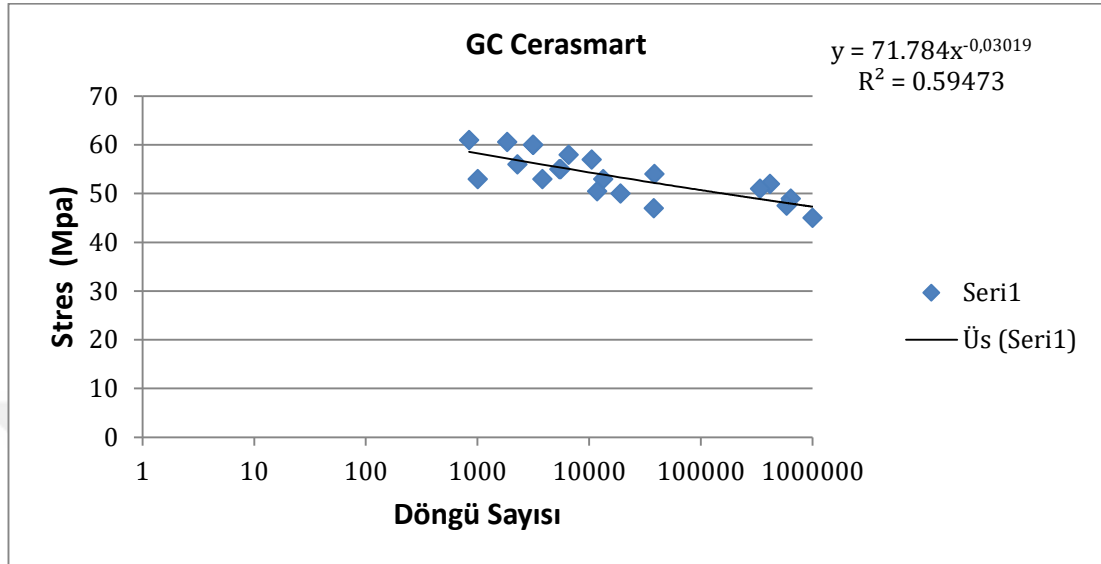
Benzer şekilde Lava Ultimate grubu için A parametresi 66.58818 ve B parametresi de -0.00403 olarak hesaplandı. Döngü sayısı bağımsız değişken ve stres değeri bağımlı değişken olarak incelenen modelde determinasyon katsayısı (R^2) %45.078 olarak bulundu (Şekil 4.4).



Şekil 4.4. Lava Ultimate örnekler için stres-yorulma diyagramı.

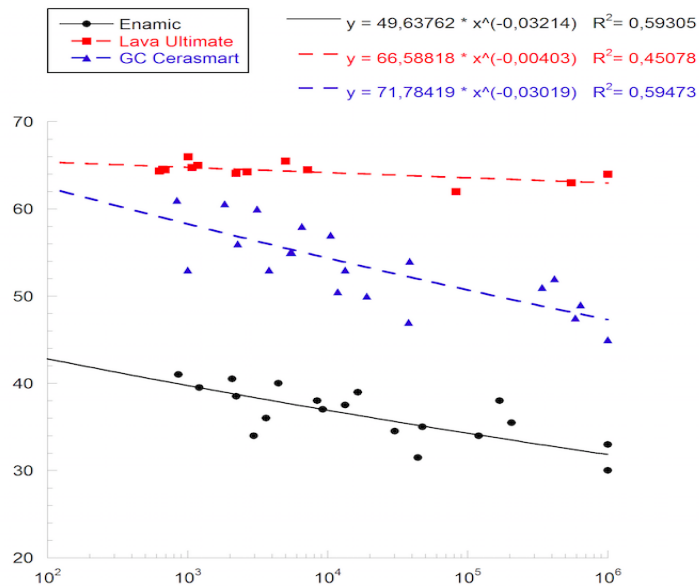
GC Cerasmart grubunda A parametresi 71.78419 ve B parametresi de -0.03019 olarak belirlendi. Döngü sayısı bağımsız değişken ve stres değeri bağımlı

değişken olmak üzere incelenen modelde determinasyon katsayısı (R^2) % 59.473 olarak bulundu (Şekil 4.5.).



Şekil 4.5. GC Cerasmart örnekler için stres-yorulma diyagramı.

Her üç materyale ait stres yorulma diyagramı karşılaştırma yapılabilmesi için birleştirilmiş ve Şekil 4.6.'da grafik olarak verilmiştir.

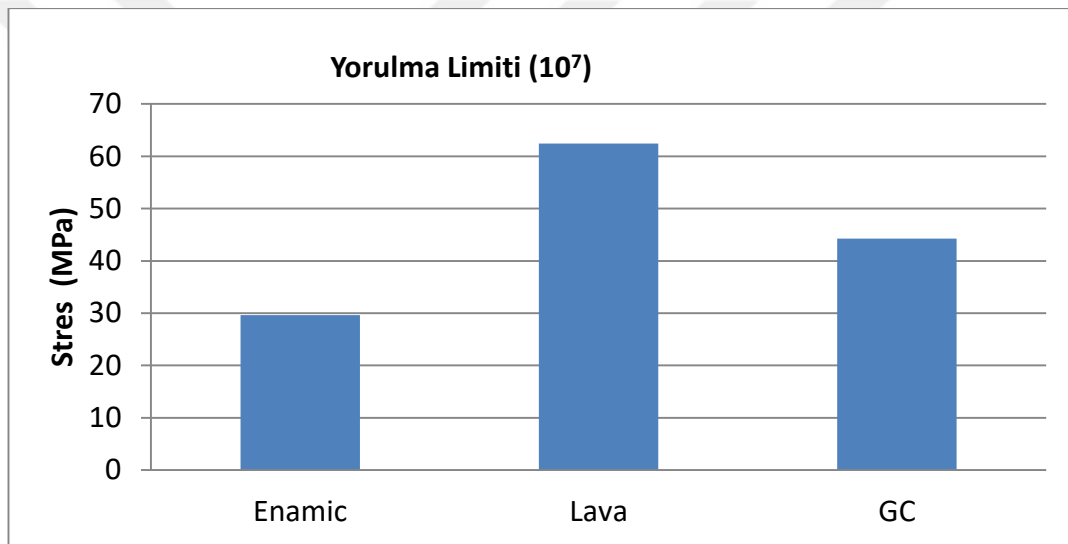


Şekil 4.6. Karşılaştırmalı stres-yorulma (S-N) diyagramı. Döngüsel yüklemeyle birlikte başarısızlık görülen stres değerleri verilmiştir. Üst üste gelen örnekler görünürlük açısından tablodan çıkarılmıştır.

10 milyon döngü sayısı dikkate alındığında Enamic grubunun stres değeri 29.63504, Lava Ultimate grubu için 62.42288 ve GC Cerasmart içinse 44.25919 olarak hesaplandı. En yüksek stres değeri Lava Ultimate grubunda iken en düşük stres değeri Enamic grubuna aittir (Tablo 4.5. ve Şekil 4.7).

Tablo 4.5. 10.000.000 döngü için stres değerleri.

	A	B	Stres
Enamic	49.63762	-0.03214	29.63504
Lava Ultimate	66.58818	-0.00403	62.42288
GC Cerasmart	71.78419	-0.03019	44.25919



Şekil 4.7. Her üç materyale ait yorulma limiti değerleri.

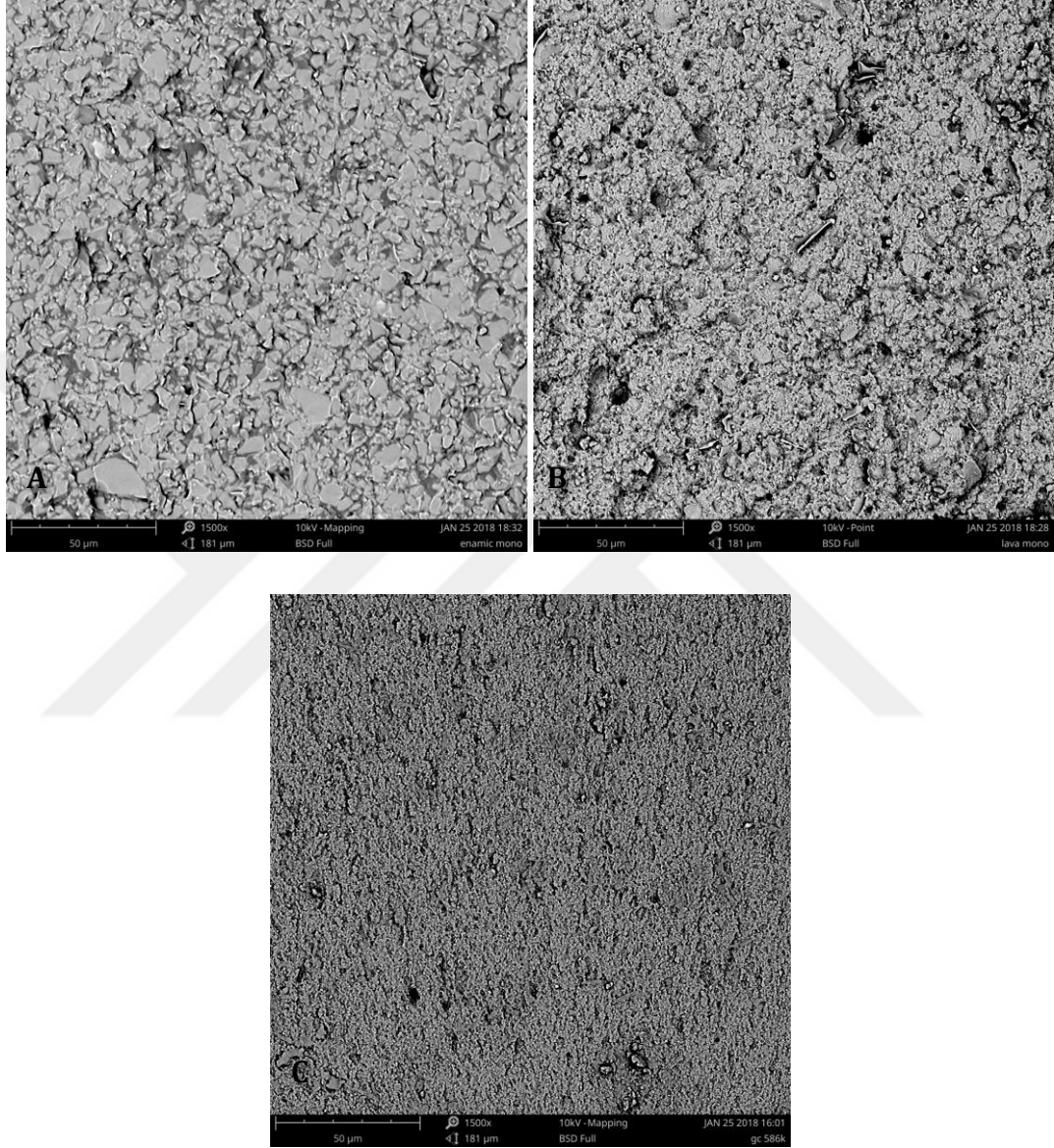
4.3. SEM İncelemesi ve Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Yarı statik test ve yorulma testlerinin tamamlanmasının ardından her gruptan örnekler seçilerek taramalı elektron mikroskopunda farklı büyütmelerle analiz edildi.

Öncelikle x1500 büyütme altında test ettiğimiz materyallerin yapısı incelendi. Daha sonra ileri büyütmelerle dinamik yorulma testi sonrası materyallere ait kırık tipleri değerlendirildi (Şekil 4.8).

SEM görüntüleri, Enamic materyalin ince doldurulmuş seramik partiküllerle iç içe geçmiş polimerik matriksten oluştuğunu ortaya koydu. Lava Ultimate'in

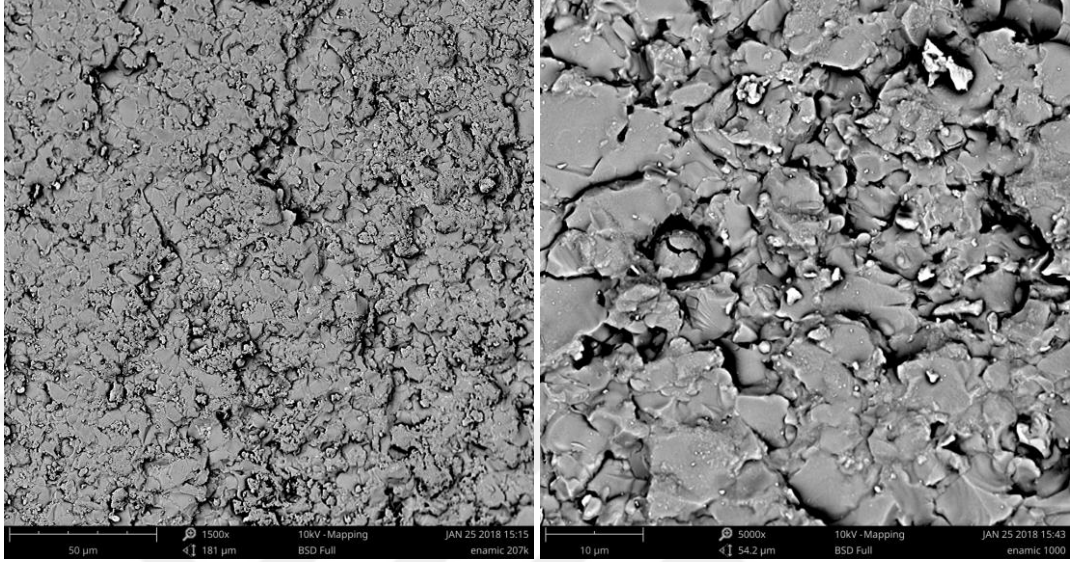
seramik doldurucu partiküllerinin daha büyük ve farklı boyutlarda olduğu tespit edildi. Cerasmart'ın ise daha küçük doldurucu partiküllerinin yanı sıra diğer iki materyale göre daha homojen bir yapı sergilediği görüldü.



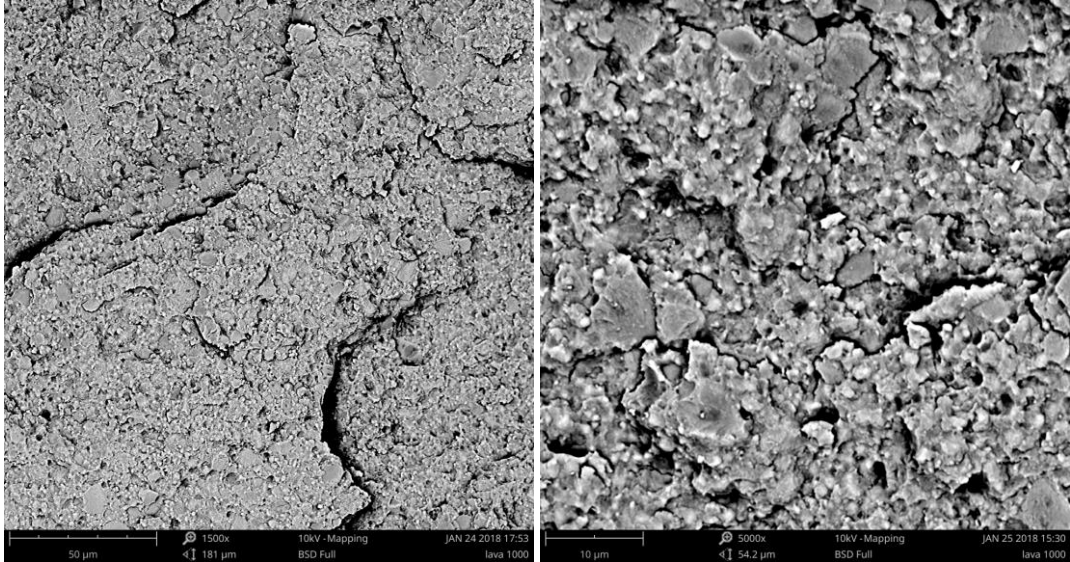
Şekil 4.8. Yarı statik test sonrası materyallerin x1500 büyütme altındaki SEM görüntüleri. A, Enamic; B, Lava Ultimate; C, GC Cerasmart.

Enamic materyalde resin matriksin kırık ilerlemesini önlemede yetersiz kaldığı gözlenirken, Lava Ultimate ve GC Cerasmart materyallere ait resin matriks yapının birçok bölgesinde kırık oluşumunun önlenerek, kuvvet uygulama alanlarında

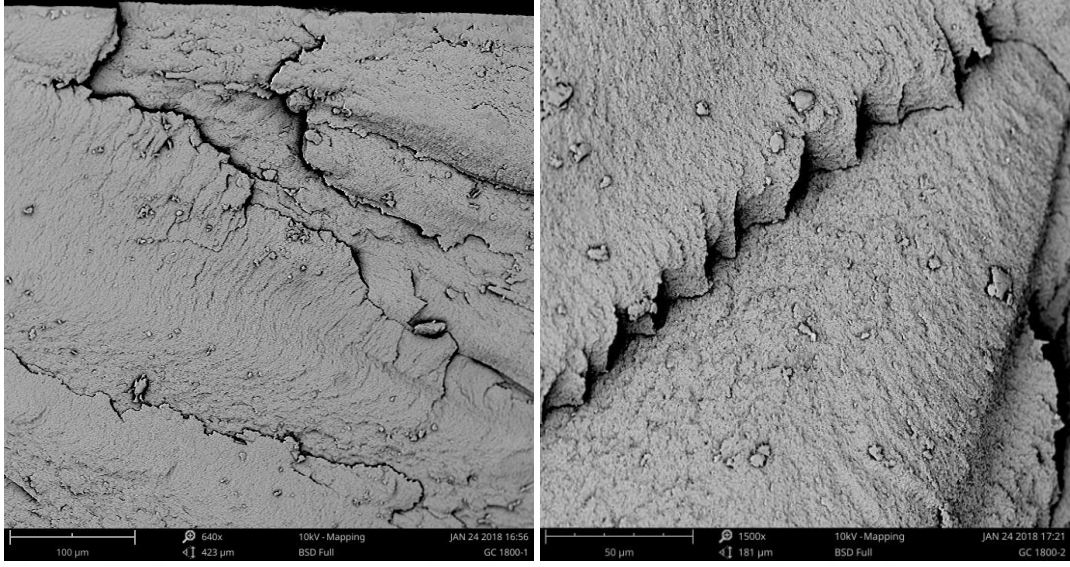
yorulmaya dayalı çizgilenmelerle sınırlı kaldığı ve kırık tiplerinin tabakalar halinde ayrılma paterni sergilediği belirlendi (Şekil 4.9-4.11).



Şekil 4.9. Dinamik yorulma testi sonrası Enamic materyaline ait farklı büyütmelerde SEM görüntüleri.



Şekil 4.10. Dinamik yorulma testi sonrası Lava Ultimate materyaline ait farklı büyütmelerde SEM görüntüleri.



Şekil 4.11. Dinamik yorulma testi sonrası GC Cerasmart materyaline ait farklı büyütmelerde SEM görüntüleri.

5. TARTIŞMA

Yaklaşık 30 yıllık bir geçmişi olan CAD/CAM ofis uygulamaları bu süreç içerisinde devamlı gelişim göstermiş, bu gelişimle birlikte artan materyal seçenekleri, diş hekimlerine, yüksek kalitede estetik restorasyonlar üretebilme olanağı tanımıştır (132). Fasbinder ve ark. (133), 1985-2006 yılları arasında CEREC sistemi kullanılarak yapılan klinik çalışmaları araştırmış ve bu sistemle üretilen inley, onley ve kron restorasyonların 5 yıllık takipte sağ kalım oranlarının yaklaşık %97, 10 yıllık takipte ise bu oranların yaklaşık %90 olduğunu göstermiştir. Ayrıca CAD/CAM sistemleri için üretilen materyallerin geleneksel yöntemlerle üretilen seramiklerle karşılaştırıldıklarında, yapısal dayanıklılıklarının daha üstün olduğu bilinmektedir (134, 135). Tüm bunların yanı sıra materyal kalınlığının ayarlanmasına, restorasyonun daha uyumlu hale getirilip, mekanik özelliklerin standardize edilmesine fırsat verdiği için çalışmamızda, kullanımı giderek yaygınlaşan CAD/CAM materyalleri incelenmiştir (104).

CAD/CAM sistemi ile estetik restorasyonlar hazırlayabilmek için kullanılan feldspatik seramikler, düşük kırılma dayanıklılığına sahip kırılgan materyallerdir ve herhangi bir hata varlığında kolayca başarısızlığa uğrayabilirler (87). Bu sorunun üstesinden gelebilmek için birbirine zıt iki farklı çözüm sunulmuştur. Bunlardan biri, lityum disilikat cam seramikler gibi daha sert materyaller üretmektir. Bu seramiklerin feldspatik seramiklerle karşılaştırılmalarında daha yüksek klinik sağ kalım oranına sahip oldukları belirtilmiştir (136). Ancak arttırılmış sertlik bu materyallerin pre-sinterize halde frezelenmelerini gerektirir. Hemen ardından gelen fırınlama işlemi tedavinin tek seansta bitirilmesini zorlaştırır ve işlemin elde sürdürülmesi olası hata riskini arttırarak final restorasyonun kalitesinde düşüğe neden olabilir (73, 136). Ayrıca yüksek sertlikte seramiklerin karşıt dişte fazla miktarda aşınma yaratması bu materyallerin kullanımı ile ilgili düşündürücü noktalardır (137).

Kırıkların önlenmesi için sunulan bir diğer çözüm ise daha esnek materyallerin kullanılmasıdır. Feldspatik seramiklerden daha esnek yapıda olan

geleneksel dental kompozitler, polimerizasyon büzülmesi, düşük aşınma direnci ve mekanik özelliklerin yetersizliği gibi sorunları da beraberinde getirir (85).

Tüm bunlardan yola çıkılarak, dentine yakın elastik modüle sahip, konvansiyonel CAD/CAM seramiklere göre minimal “chipping” le çok daha kolay frezelenen ve uyumlanan, ek bir fırınlama işlemine ihtiyaç duymamasının yanı sıra mekanik performans açısından cam infiltre seramiklerle benzer özellik gösteren rezin matriks seramikler gündeme gelmiştir (1, 138). Çalışmamızda piyasada öne çıkan rezin matriks seramiklerden Enamic, Lava Ultimate ve GC Cerasmart incelenmiştir.

He ve ark. (85, 139) rezin matriks seramiklerin mekanik özelliklerini araştırdıkları çalışmalarında, doğal dentin ve mine yapısıyla mekanik açıdan benzer olduklarını göstermiştir. Bu durum restoratif materyaller için istenen en temel özelliktir. Ausiello P. (83) kullanılan adeziv siman ile Enamic elastik modülünün birbirine yakın olduğunu böylece çiğneme boyunca restore edilen dişte daha uniform stres dağılımı gerçekleştiğini tespit etmiştir.

Travitzky ve ark. (140) yaptıkları bir çalışmada seramik içerisine metal infiltre etmişler ve mekanik özelliklerin bu şekilde anlamlı derecede geliştiğini göstermişlerdir. Bu durumu daha yumuşak olan materyalin çatlak durdurucu özelliği nedeniyle kırılma dayanıklılığını arttırmasına bağlamışlardır. Prielipp ve ark. (141) yürüttükleri benzer bir çalışmada çatlak boyutunun değişmediğini ancak metal tarafından boşlukların kapatıldığını öne sürmüştür. Güncel dental uygulamaların diş renginde materyaller üzerine yoğunlaşması metalin polimerle yer değiştirmesini sağlamıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre kullandığımız materyallerden GC Cerasmart en yüksek bükülme direncine sahipken Enamic’in bükülme direnci en düşük bulunmuştur. Diğer iki materyalle yapılan karşılaştırmalarda ise aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edilmiştir. Coldea (82) rezin matriks seramik yapıdaki seramik fraksiyonunu değiştirerek bu durumun mekanik özellikler üzerindeki etkisini incelemiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre daha düşük seramik fraksiyonuna sahip materyallerin elastik modülleri ve sertlik değerleri düşerken

bükülme dirençlerinin arttığı gösterilmiştir. Enamic, yapısında bulunan ağırlıkça %86'lık seramik içeriğiyle, GC Cerasmart ve Lava Ultimate'ye göre daha çok seramik benzeri davranış gösterir. Elde ettiğimiz sonuçlar literatürdeki benzer çalışmalarla uyum göstermektedir (76, 77, 128). Farklı olarak Lawson ve ark.'nın kullandığımız materyallerin mekanik özelliklerini incelediği çalışmasında Lava Ultimate'in bükülme direnci Cerasmart'tan küçük bir farkla yüksek bulunmuş ancak Enamic'in bükülme direnci bizim çalışmamız ve literatürdeki diğer çalışmalarla uyumlu olarak en düşük tespit edilmiştir (142).

Ağız ortamında, restorasyonlar çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu çeşitli streslere maruz kalırlar. Bu kuvvetler zaman içerisinde kullanılan materyalin dayanıklılığına zarar verebilir. Bu nedenle restorasyonların performansını anlayabilmek için belirli test koşulları altında bu materyalleri incelemek oldukça büyük önem taşır. Buradan elde edilen bilgiler ışığında, dental materyallerin kullanımları sırasında gösterdikleri olası tepkileri analiz etmek mümkün olur (19, 143).

Bar şeklinde hazırlanan örnekler sıklıkla kenar hatalarına sahiptir. Örneklerin kenarları stres yoğunlaşma bölgeleri olarak davranırlar ve kırılma, materyale ait içsel hatalar yerine bu bölgelerden başlayabilir. Bu nedenle de tek eksenli testlerde materyal dayanıklılığı daha düşük ölçülmektedir. Çift eksenli testlerde, stres yoğunlaşması disk şeklinde hazırlanan örneklerin merkezinde toplanır ve kenar kısımlar düşük stres alanları olarak kalır (54, 144, 145). Bu şekilde kenar başarısızlığının önüne geçilmiş olsa da disk şeklinde hazırlanması gereken örnekler için optimum test geometrisini sağlamak oldukça güçtür. Disk örneklerin test standardına uygun biçimde oluşturulması için çapın 12 mm'den daha az olmaması gerekmektedir. Ancak CAD/CAM blokların büyük çoğunluğunun dikdörtgenler prizması şeklinde olması, derinlik veya genişliklerinin 12-14 mm arasında değişmesi, uygun örneklerin oluşturulmasını zorlaştırır (125, 128). Biz bu nedenle tek eksenli test protokolünü tercih ettik.

Tek eksenli testler dental materyallerin dayanıklılık ölçümleri için sıklıkla kullanılan standart test yöntemleridir. Üç nokta ve dört nokta bükme (3NB ve 4NB)

testleri olarak iki farklı şekilde gerçekleştirilirler. 4NB’de iki yükleme elemanının kullanılması, örneğe daha homojen bir yük uygulanmasını sağlar. Böylelikle, 3NB’de olduğu gibi tek bir yükleme elemanı kullanıldığında orta hatta meydana gelen stres yoğunlaşmaları ve V şeklinde çökmelerin önüne geçilmiş olur. Örneğin daha büyük ve demonstratif bir bölümü test edilir. Ayrıca merkezi yük aralığı içerisindeki gerilim sabittir. Bu nedenle orta noktada kırılmayan örnekler için herhangi bir düzeltme yapılmasını gerektirmez. Tüm bunlar dört nokta bükme testini üç nokta bükme testine göre daha üstün kılar (10, 19, 146). Biz de tüm bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda 4NB test yöntemini kullanmayı tercih ettik.

Polimer bazlı test materyalleri ile ilgili ISO10477:2004 (147) standardı örneklerin bölünmüş kalıp ve cam plakalar kullanılarak hazırlanmasını gerektirir. Bu şekilde örnekler pürüzsüz hale getirilerek, polimerizasyondan sonra aşındırma ve parlatmaya ihtiyaç duymamaktadır. Ancak çalışmamızda bar örnekler CAD/CAM rezin matriks bloklardan kesildiği için alt yüzeyler düzgün değildi ve parlatılmaları gerekiyordu. Bu nedenle parlatma sırasında oluşturulan mikro çiziklerin test edilen materyallerin mekanik davranışını etkileyebileceği göz ardı edilmemelidir.

“En zayıf halka teorisi” ne göre bükülme direnci örnek içerisindeki hataların varyasyonundan önemli ölçüde etkilenmektedir ve kırılma bu hatalar içerisinde en zayıf olanın büyümesiyle gerçekleşir (148). Bu nedenle dört nokta bükme (4NB) testinde, üç nokta bükme (3NB) testindekiyle aynı bükülme momentine maruz kalmasına karşın etkilenen hacim daha büyük olduğundan, daha fazla sayıda hata bulunma olasılığı yüksektir. Rodrigues ve ark. (149) sözü edilen her iki testi karşılaştırdıkları bir sonlu eleman analizinde 4NB testinin, 3NB testine göre daha düşük direnç değerleri verdiğini tespit etmişlerdir. Yongxiang Xu ve ark. (117) tek eksenli ve çift eksenli testleri karşılaştırdıkları çalışmalarında en büyük değerlerin çift eksenli testlerde, en düşük değerlerin ise 4NB testlerinde bulunduğunu göstermiştir. Bu durum literatürde bulunan aynı materyallere ait farklı bükülme direnci değerlerini büyük ölçüde açıklamaktadır. Bizim çalışmamızda hazırlanan örneklerle 4NB testi uygulandı. Literatürde kullandığımız materyallere ilişkin

çalışmaların genellikle 3NB testi uygulanarak gerçekleştirilmesi, elde ettiğimiz bulguların bu çalışmalara göre daha düşük olmasının temel nedenlerindenidir.

Kullandığımız döngüsel yükleme frekansı, çiğneme frekansının (yaklaşık 2Hz) yaklaşık 2.5 katıdır (150). Bir stres ömrü yorulma değerlendirmesi zaman gerektirir ve belki de dayanıklılık çalışmalarının en maliyetli kısmını oluşturur (151). Örnek ya da döngü sayısını azaltmak zaman kazancı sağlasa da çalışmanın kalitesini düşüreceğinden çalışmamızda frekansın yükseltilmesi tercih edilmiştir.

Döngü sayısı ve bu sayının restorasyonun ağız içerisinde kaç yıllık kullanımına karşılık geldiğini tespit etmek, oral fonksiyonların karmaşık doğası göz önüne alındığında basit matematiksel hesaplarla çözülemeyecek kadar güçtür. Bu nedenle literatürde çok farklı çıkarımlar yapılmıştır.

Rosentritt ve ark. (152) 1.2 milyon döngünün 5 yıllık kullanıma denk geldiğini söylerken Zahran ve ark. (153) 500.000 döngünün 10 yıla eşdeğer olduğunu savunmuşlardır. Bir başka çalışmada 800.000 döngü 1 yıla denk olarak gösterilmiştir (154). Kelly (116) brüksizimli hastalarda 1 milyon döngünün 1 yılı temsil ettiğini belirtmiştir.

Wiskott ve ark. (155) yorulma testinin prensiplerini anlattıkları çalışmalarında, bu durumu açıklığa kavuşturmak adına detaylandırmıştır. Araştırmacılara göre; günde 3 kez 15 dakikalık periyotlar halinde çiğneme gerçekleştiği düşünülürse ve çiğnemenin dakikada ortalama 60 döngü halinde yani 1Hz'lik frekansa karşılık gelecek şekilde meydana geldiği baz alındığında, günlük çiğneme döngü sayısı 2700'dür. Bu da yıllık ortalama 10^6 döngüye karşılık gelir. Sabit parsiyel restorasyonun ömrü ortalama 20 yıl olarak kabul edildiğinde, materyal 2×10^7 stres döngüsüne maruz kalacaktır. Ancak tüm çiğneme hareketleri aktif değildir. Bu nedenle daha gerçekçi bir yaklaşım için bu değer düşürülmeli ve uygulanan yorulma testleri en az 10^6 döngü sayısında gerçekleştirilmelidir. Bizim çalışmamızda 5 Hz'lik frekansta 10^6 döngü sayısı baz alındı. Bu da materyalin tahmini 5 yıllık klinik kullanım süresine denk olarak hesaplandı (155, 156).

Restoratif materyallerin statik bükülme dirençlerinin belirlenmesi oldukça önemlidir. Ancak yorulmaya bağlı başarısızlıklar genellikle kritik yüklemelerin

altındaki değerlerde oluştuğundan, dental restorasyonların döngüsel yükler altındaki ömrünün belirlenmesi klinik olarak daha büyük önem taşır (157, 158).

Yorulma testi için literatürde farklı yöntemler kullanılmıştır. Araştırmacılar genellikle materyallere önce kırma sonra yorulma testi uygulamışlar ve yorulmanın kırılma dayanıklılığını ne kadar etkilediğini incelemişlerdir (159). Biz çalışmamızda *“stair-case method”* yani merdiven yöntemini tercih ettik. Bu yöntemde örnekler önce monotonik test uygulanır. Buradan elde edilen verilere dayanarak örnek, önceden belirlenmiş bir stres seviyesinde test edilir ve örneğin başarılı olup olmadığı gözlemlenir. Daha sonra test, stres seviyesi azaltılarak ya da artırılarak yeni örneklerle tekrarlanır. Testlerin sonunda, elde edilen sonuçlar analiz edilerek materyalin yorulma limiti belirlenir (160). Bu da bize materyalin klinik kullanımına ilişkin bir ömür tahmini yapma şansı verir. Ancak merdiven yöntemi zaman alıcı ve maliyeti yüksek olan bir yöntemdir (157, 161).

Collins ve ark. (162) merdiven yöntemi uygulanarak gerçekleştirilen testlerin en az 15 örnek kullanıldığında doğru şekilde analizinin mümkün olduğunu belirtmişlerdir. Monteiro ve ark. (163) zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerin yorulma dayanıklılıklarını inceledikleri çalışmalarında 20, Zucuni ve ark. (164) yttria-stabilize zirkonyaların yorulma dayanıklılıklarını aynı şekilde 20 örnek kullanarak test etmişlerdir. Biz çalışmamızda her grup için en az 25 örneğe döngüsel yorulma testi uyguladık.

Di Benedetto ve ark. (165) yorulma testi uygulanırken saçılmaların kaçınılmaz olduğunu belirtmiştir. Biz de yorulma testi sırasında S-N diyagramı oluştururken saçılmalarla karşılaştık. Karşılaşılan saçılmaların, test cihazının yüzey hatalarına karşı oldukça hassas olması buna bağlı olarak da örneklerin hazırlanması sırasında optik büyüteçle görülemeyen sorunların bu saçılmalara yol açması sonucu olduğunu düşünüyoruz.

Enamic, küçük doldurucu partikülleri ve bununla iç içe geçmiş yoğun bir ağ yapısına sahiptir. Doldurucu içeriğinde alüminyum oksitle zenginleştirilmiş feldspatik seramik bulunur. Cerasmart, nano ölçekte ve yapıda homojen olarak dağılmış dolduruculara sahiptir. Doldurucu kısmını silika ve baryum cam partikülleri

oluşturur. Lava Ultimate'in ise doldurucuları SiO_2 , ZrO_2 ve bunların kümeleri şeklindedir (76, 166, 167). Çalışmamızda, Enamic ve Cerasmart'ın test edilmesi sırasında örnekler beklenen şekilde daha düşük stres seviyesinde, daha yüksek döngü sayısına ulaşmış ve S-N diyagramı buna uygun şekilde oluşturulmuştur. Lava Ultimate örnekler ise çok küçük bir stres değişim aralığında başarısızlığa uğramış ya da hayatta kalmıştır. Biz Lava Ultimate'in yapısında yüksek miktarda bulunan ZrO_2 içeriğin materyalin kırılma dayanıklılığını arttırırken (168) polimer yapıyla etkin bir bağ oluşturmadığını (169), ayrıca diğer materyallere göre daha az homojen içeriğin test edilen bölgeye göre fark yaratabileceğini düşünüyoruz.

Literatürde kullandığımız materyallere ilişkin aynı yöntemi kullanan benzer bir çalışma bulunamamıştır. Bu nedenle sonuçlar birebir karşılaştırılamamıştır. Ankyu ve ark. (156) Lava Ultimate ve IPS e.max press'in kırılma dayanıklılığını yorulma testi öncesi ve sonrası karşılaştırdıkları çalışmalarında Lava Ultimate'in yorulmaya karşı daha dirençli olduğunu, yorulma testi sonrası IPS e.max Press ile kırılma dayanıklılığının benzer ya da daha iyi olduğunu göstermiştir. Bu sonuçları Lava Ultimate'nin daha düşük olan elastisite modülü ve daha az kırılğan yapısına bağlamışlardır. Aboushelib ve Elsafi'nin (170) yaptıkları benzer bir çalışmada Lava Ultimate ve Enamic'in zirkonya ve lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerle karşılaştırıldıklarında yorulmaya daha dirençli oldukları belirtilmiş ve sonuçlar kırılğan cam seramik matrikse göre polimerik matriksin, kuvvet karşısında hasara uğramayı tolere eden yapısıyla ilişkilendirilmiştir.

Polimer bazlı materyallerin asidik pH değerine sahip solüsyonlarda bekletilmesinin rezin matriks içerisinde yer alan ester bağlarının çözünmesine neden olduğu bilinmektedir. Suda bekletme de polimer yapıda yumuşamaya neden olur (73, 171).

Thornton ve Ruse (172) Lava Ultimate, Enamic ve IPS e.max CAD'in 30 gün suda bekletilmesinin ardından bükülme dirençlerindeki değişimi araştırmış ve Enamic'in bu işlemde Lava Ultimate'ye göre daha az etkilendiğini bulmuştur. Lauvahutanon ve ark. (76) bizim çalışmamızda da kullandığımız materyallere termal yaşlandırma ve suda bekletme işlemleri uygulamış, diğer çalışmayla paralel olarak

Enamic'in bu işlemlerden etkilenmediğini resin nanoseramiklerin ise bükülme direncinin anlamlı derecede değiştiğini tespit etmiştir. Ancak Lava Ultimate ve Cerasmart bu işlemlerden etkilenmesine karşın Cerasmart'ın bükülme direnci hala Enamic'e göre anlamlı derecede yüksek Lava Ultimate'yle ise yakın bulunmuştur. Tsujimoto ve ark. (166) bu materyallere termal yaşlandırma uyguladığı çalışmalarında diğer çalışmalarla benzer olarak en çok Lava Ultimate'in en az Enamic'in bu işleminden etkilendiğini tespit etmiş ancak Enamic'in bükülme direncinin hala en düşük olduğunu belirtmiştir.

Yapılan bir başka çalışmada Lava Ultimate üzerinde termal ve döngüsel yüklemenin anlamlı bir fark yaratmadığını suda bekletme işleminin ise 6.aydan sonra önemli bir değişime neden olduğu gösterilmiştir (173). Lava Ultimate'nin yaşlandırma işlemlerinden daha fazla etkilenmesi diğer materyallerden farklı olarak organik yapısında bulunan daha fazla su emme kapasitesine sahip BIS-GMA ve inorganik kısmındaki ZiO_2 doldurucuların etkin şekilde silanize edilememesi ile ilişkilendirilebilir (174). Tüm bu bilgiler doğrultusunda kullandığımız materyallere ek bir yaşlandırma protokolü sonrası yorulma testinin uygulanmasının klinik uygulamalar açısından daha aydınlatıcı olacağı görüşündeyiz.

Elde ettiğimiz bulgular doğrultusunda, materyallerin yorulma limitleri yüksekten düşüğe sırayla Lava Ultimate, GC Cerasmart ve Enamic olarak belirlenmiş ve aradaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Enamic'in yorulma dayanıklılığının daha düşük bulunması daha önce de anlatılan nedenlerden dolayı beklediğimiz bir sonuç olmasına karşın resin nanoseramiklerin yorulma dayanıklılıkları arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı bulunması öngörülerimiz arasında değildi. Bu sonucun Lava Ultimate'in esnek bir materyal olmasının yanı sıra içeriğinde yüksek oranda bulunan ZiO_2 doldurucu partikülleriyle açıklanabileceğini, ancak uzun süreli yaşlandırma protokolü uygulanmasının ardından bu test gerçekleştirildiğinde ZiO_2 ve polimer yapı arasında oluşan çözünmeler sonucu, Lava Ultimate'in yorulma limitinin GC Cerasmart ile benzer ya da daha altında olacağını düşündürebilir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre, rezin matriks seramiklerin bükülme dirençleri ve yorulma dayanıklılıkları posterior bölgede adeziv simantasyonla kullanılmaları şartıyla yeterli bulunmuştur. Ancak mekanik özellikler söz konusu olduğunda, materyalin aşınma direnci ve karşıt dişte oluşturduğu aşınma da materyal seçiminde dikkat edilmesi gereken noktalardandır.

Stawarczyk ve ark. (175)'nin yaptıkları çalışmada, Enamic'in aşınma direnci ve karşıt dişte yarattığı aşınma IPS e.max CAD'le benzer bulunurken, Lava Ultimate ve Cerasmart'ın aşınma dirençleri ve karşıt dişte yarattıkları aşınma sözü edilen diğer iki materyale göre daha düşük bulunmuştur. Bu durum rezin nanoseramiklerin özellikle tek çene kadranı ya da tüm ağız rehabilitasyonunda kullanımlarının vertikal boyut kaybı ve buna bağlı yan etkilere neden olabileceği kaygısını yaratabilir. Ancak restoratif diş hekimliğinin temel ilkesinin varolan dokuları korumak olduğu göz önüne alındığında, ağız içinde kolay tamir edilebilme özellikleriyle öne çıkan rezin nanoseramiklerin düzenli takiplerle uyumlanmaları, antagonist dişlerin zarar görmesine tercih edilmelidir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

In-vitro olarak yürüttüğümüz çalışmamızın sonuçlarına göre laboratuvar ortamı deneysel koşulları ve sınırları göz önünde tutularak, ortaya koyduğumuz ilk null hipotezi kabul edilmiş, ikinci null hipotezi ise kısmen kabul edilmiştir. Ulaştığımız sonuçlar şu şekildedir:

1. GC Cerasmart ve Lava Ultimate rezin nanoseramiklerin bükülme dirençleri arasında fark yoktur ancak rezin nanoseramiklerin bükülme dirençleri hibrit seramik yapısında olan Enamic'ten üstün bulunmuştur.
2. GC Cerasmart ve Lava Ultimate'in yorulma dayanıklılıkları Enamic'e göre üstündür. Yani sıra Lava Ultimate'in yorulma dayanıklılığı GC Cerasmart'a göre de üstün bulunmuştur.
3. Lava Ultimate materyaline ait kron endikasyonunun kaldırılmış olması temel alınarak, yüksek bükülme direnci ve yorulma dayanıklılığıyla GC Cerasmart güçlü bir alternatif olarak düşünülmektedir. Ancak bu görüş benzer in-vitro ve uzun takipli klinik çalışmalarla desteklenmelidir.

7. KAYNAKLAR

1. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*. 2015;28(3).
2. Kontonasaki E, Kantiranis N, Papadopoulou L, Chatzistavrou X, Kavouras P, Zorba T, et al. Microstructural characterization and comparative evaluation of physical, mechanical and biological properties of three ceramics for metal–ceramic restorations. *dental materials*. 2008;24(10):1362-73.
3. Gueth J-F, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental materials journal*. 2013;32(6):865-71.
4. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2012;33(1):50, 2-8.
5. Melo MA, Guedes SF, Xu HH, Rodrigues LK. Nanotechnology-based restorative materials for dental caries management. *Trends in biotechnology*. 2013;31(8):459-67.
6. Mihali S, Bortun C, Bratu E. Nano-ceramic Particle Reinforced Copolymer-Lava Ultimate CAD/CAM Restorative. *Women*. 2013;1(3):1-27.
7. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-24970.html>. <VITA ENAMIC.(2013).pdf>.
8. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clinical oral implants research*. 2007;18 Suppl 3:218-31.
9. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 1997;128(3):297-307.
10. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences*; 2013.
11. Nayır E. *Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi 7ed*. İstanbul: İ.Ü.Basım Evi; 1999.
12. Santos MJ, Costa MD, Rubo JH, Pegoraro LF, Santos GC, Jr. Current all-ceramic systems in dentistry: a review. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*. 2015;36(1):31-7; quiz 8, 40.
13. Otto T. Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2004;24(5).
14. Shah K, Bal A. Dental ceramics—past, present and future—literature review. *J Dental Med Sci*. 2016;15(3):32-9.

15. Kelly J, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*. 2011;56(s1):84-96.
16. Zembilci G, Çalikkocaoğlu, S. *Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi*. İstanbul: İ.Ü Basımevi; 1973.
17. McLean JW. The science and art of dental ceramics. The nature of dental ceramics and their clinical use. 1979:79-82.
18. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A Clinical Report and Overview of Scientific Studies and Clinical Procedures Conducted on the 3M ESPE Lava™ All-Ceramic System. *Journal of Prosthodontics*. 2005;14(1):39-45.
19. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2012.
20. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence International*. 1996;27(10).
21. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. AÜ Basımevi, Ankara. 1993:515.
22. Eissmann HF, Rudd KD, Morrow RM. *Dental Laboratory Procedures: Fixed Partial Dentures*;[edited By] Harold F. Eissmann, Kenneth D. Rudd, Robert M. Morrow: Mosby; 1980.
23. E. A. *Dişhekimliğinde Porselen*. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları; 1999.
24. Oktay H. Tüm seramik sistemler. *EÜ Diş Hek Fak Derg*. 2003;24:11-6.
25. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, Cain J, Mitchell D, Blanco L, et al. *Fundamentals of fixed prosthodontics*: Quintessence Publishing Company; 2012.
26. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. *Acta Odontologica Turcica*. 2005;22(1):49.
27. Barnfather K, Brunton P. Restoration of the upper dental arch using Lava™ all-ceramic crown and bridgework. *British dental journal*. 2007;202(12):731-5.
28. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clinical oral implants research*. 2007;18(s3):73-85.
29. Nomenclature ADACCodpa. 2016 [updated March 17. Available from: <http://www.ada.org/en/publications/cdt/>.
30. WJ OB. *Dental Materials an Their Selection*. 4th ed. Chicago: Quintessence Publishing Co; 2009.

31. Bindl A, Mörmann WH. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2–5 years. *European journal of oral sciences*. 2004;112(2):197-204.
32. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995;73(5):411-8.
33. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(2).
34. Vitablocs Mark I. for CEREC. Materials Science and Clinical Studies Available at: <http://vident.com/wp-content/uploads/2009/01/cerecmarkii.pdf> Accessed October. 2012.
35. Giordano R, Kanchanatawewat K, Asvanund P, Nathanson D, editors. Flexural strength evaluation of ceramics for Celay restorations. *Journal of dental research*; 1996: Amer Assoc. Dental Research 1619 Duke St, Alexandria, VA 22314.
36. Albakry M, Guazzato M, Vincent Swain M. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *Journal of Prosthodontics*. 2004;13(3):141-9.
37. Höland W, Rheinberger V, Schweiger M. Control of nucleation in glass ceramics. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. 2003;361(1804):575-89.
38. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *Journal of conservative dentistry: JCD*. 2010;13(4):195.
39. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(1):44-9.
40. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compendium*. 2002;23(10):911-22.
41. Seghi R, Denry I, Rosenstiel S. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995;74(2):145-50.
42. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental materials*. 2004;20(5):449-56.
43. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*. 2010;31(9):682-4.
44. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun JJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;98(5):389-404.

45. Leinfelder KF. Porcelain esthetics for the 21st century. The Journal of the American Dental Association. 2000;131:47-51.
46. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. Dental Clinics of North America. 2011;55(2):333-52.
47. Vita Suprinity C, Restorative C. Vita Suprinity Brochure. 2013.
48. <http://www.dentsplysirona.com/en-us/products/prosthetics/fixed-new/high-strength-glass-ceramic.html/Prosthetics/Fixed/High-strength-glass-ceramic/Celtra-Duo/c/CAT-00115010.html>
49. Fonzar RF. A study into mechanical, aesthetic and adhesive aspects of lithia silica-based glass ceramics.
50. D'Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. The Journal of prosthetic dentistry. 2016;115(3):350-5.
51. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. Dental materials. 2016;32(7):908-14.
52. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2004;92(6):557-62.
53. THAMRONGANANSKUL N, BUSABOK C, POOLTHONG S, UO M, TAGAMI J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. Dental materials journal. 2014;33(1):79-85.
54. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. dental materials. 2008;24(8):1107-13.
55. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson V. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. Journal of dental research. 2007;86(2):142-6.
56. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dental materials. 2008;24(3):299-307.
57. Lugh V, Sergo V. Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. Dental materials. 2010;26(8):807-20.
58. Gupta T, Bechtold J, Kuznicki R, Cadoff L, Rossing B. Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. Journal of Materials Science. 1977;12(12):2421-6.
59. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. Journal of Dentistry. 2005;33(1):9-18.

60. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.
61. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society*. 2009;92(9):1901-20.
62. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre J, Peille C. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 1989;23(1):45-61.
63. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials*. 2013;29(12):1201-8.
64. Chevalier J, Grandjean S, Kuntz M, Pezzotti G. On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*. 2009;30(29):5279-82.
65. Kern F, Palmero P. Microstructure and mechanical properties of alumina 5vol% zirconia nanocomposites prepared by powder coating and powder mixing routes. *Ceramics International*. 2013;39(1):673-82.
66. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review*. 2008;44(1):3-21.
67. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental materials*. 2008;24(3):289-98.
68. Takano T, Tasaka A, Yoshinari M, Sakurai K. Fatigue strength of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite with different surfaces. *Journal of dental research*. 2012;91(8):800-4.
69. Hamouda IM. Current perspectives of nanoparticles in medical and dental biomaterials. *Journal of biomedical research*. 2012;26(3):143-51.
70. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*. 2003;134(10):1382-90.
71. Anusavice K, Shen C, Lee R. Strengthening of feldspathic porcelain by ion exchange and tempering. *Journal of dental research*. 1992;71(5):1134-8.
72. http://solutions.3m.com.my/wps/portal/3M/en_MY/3M-ESPE-APAC/dental-professionals/whats-new/press-releases/?PC_Z7_RJH9U523081260IMTQ7SHA1EO1000000_assetId=1319232428450.
73. Horvath S. Key Parameters of Hybrid Materials for CAD/CAM-Based Restorative Dentistry. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2016;37(9):638-43.
74. Shetty R, Shenoy K, Dandekeri S, Suhaim KS, Ragher M, Francis J. RESIN-MATRIX CERAMICS—AN OVERVIEW. *International Journal of recent scientific research [Internet]*. 2015:7414-7.

75. <http://multimedia.3m.com/mws/media/1198023O/lava-ultimate-restorative-change-of-indication-notice.pdf>. <Change in Indication —Lava™ Ultimate Restorative.pdf>.
76. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*. 2014;33(5):705-10.
77. http://www.gcamerica.com/lab/products/CERASMART/GCA_CERASMART_Bro-iPad.pdf. <GC CERASMART(2014).pdf>.
78. Schepke U, Meijer HJ, Vermeulen KM, Raghoobar GM, Cune MS. Clinical bonding of resin nano ceramic restorations to zirconia abutments: a case series within a randomized clinical trial. *Clinical implant dentistry and related research*. 2016;18(5):984-92.
79. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*. 2014;30(5):564-9.
80. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental materials*. 2014;30(9):954-62.
81. Nguyen J, Ruse D, Phan A, Sadoun M. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of dental research*. 2014;93(1):62-7.
82. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*. 2013;29(4):419-26.
83. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dental Materials*. 2004;20(9):862-72.
84. Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2013;26:34-42.
85. He L-H, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *dental materials*. 2011;27(6):527-34.
86. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*. 2010;31(9):702-4.
87. Ruse N, Sadoun M. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of dental research*. 2014;93(12):1232-4.
88. Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1977;38(2):216-25.
89. Mörmann WH. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *International journal of computerized dentistry*. 2004;7(1):11.

90. Duret F, Blouin J-L, Duret B. CAD-CAM in dentistry. The Journal of the American Dental Association. 1988;117(6):715-20.
91. Mörmann W, Brandestini M, Lutz F. The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting. Die Quintessenz. 1987;38(3):457-70.
92. Çelik G, Sarı T, Üşümez A. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. Cumhuriyet Dental Journal. 2013;16(1):74-82.
93. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. The Journal of the American Dental Association. 2006;137(9):1289-96.
94. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2008;32(2):58-72.
95. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. Journal of prosthodontic research. 2016;60(2):72-84.
96. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann W, Reich S. Intraoral scanning systems-a current overview. International journal of computerized dentistry. 2015;18(2):101-29.
97. Ting-shu S, Jian S. Intraoral digital impression technique: a review. Journal of Prosthodontics. 2015;24(4):313-21.
98. Abdel-Azim T, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Maxillary and mandibular rehabilitation in the esthetic zone using a digital impression technique and CAD/CAM-fabricated prostheses: a multidisciplinary clinical report. Operative dentistry. 2015;40(4):350-6.
99. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. Journal of dentistry. 2007;35(12):903-8.
100. Witkowski S. CAM in dental technology. Quintessence Dent Technol. 2005;28:169-84.
101. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. Dental Clinics of North America. 2011;55(3):559-70.
102. Prudente MS, Davi LR, Nabbout KO, Prado CJ, Pereira LM, Zancopé K, et al. Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit. The Journal of prosthetic dentistry. 2017.
103. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: a review of the literature. Journal of international oral health: JIOH. 2015;7(4):96.
104. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. British dental journal. 2008;204(9):505-11.

105. Mörmann WH, Brandestini M. The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM. State of the art of CAD/CAM restorations. 2006;20:1-8.
106. Liu P-R, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995). 2008;29(8):482, 4, 6-8 passim.
107. Lebon N, Tapie L, Duret F, Attal J. Understanding dental CAD/CAM for restorations--dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part B: labside milling machines. International journal of computerized dentistry. 2016;19(2):115-34.
108. Correia A, Sampaio Fernandes J, Cardoso J, Leal-Da-Silva C. CAD-CAM: informatics applied to fixed prosthodontics. Rev Odontol UNESP. 2006;35(2):183-89.
109. Oh S-C, Dong J-K, Lüthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. International Journal of Prosthodontics. 2000;13(6).
110. Alshehri SA. An Investigation into the Role of Core Porcelain Thickness and Lamination in Determining the Flexural Strength of In-Ceram Dental Materials. Journal of Prosthodontics. 2011;20(4):261-6.
111. Thompson VP, Rekow DE. Dental ceramics and the molar crown testing ground. Journal of Applied Oral Science. 2004;12(SPE):26-36.
112. AL-Makramani B, Razak A, Abu-Hassan M. Evaluation of load at fracture of Procera AllCeram copings using different luting cements. Journal of Prosthodontics. 2008;17(2):120-4.
113. Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. Journal of Oral Rehabilitation. 2004;31(7):682-8.
114. Ban S, Anusavice K. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. Journal of Dental Research. 1990;69(12):1791-9.
115. Sunnegårdh-Grönberg K, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Flexural strength and modulus of a novel ceramic restorative cement intended for posterior restorations as determined by a three-point bending test. Acta Odontologica Scandinavica. 2003;61(2):87-92.
116. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. The Journal of prosthetic dentistry. 1999;81(6):652-61.
117. Xu Y, Han J, Lin H, An L. Comparative study of flexural strength test methods on CAD/CAM Y-TZP dental ceramics. Regenerative biomaterials. 2015;2(4):239-44.
118. Liu SY, Chen IW. Fatigue of Yttria-Stabilized Zirconia: I, Fatigue Damage, Fracture Origins, and Lifetime Prediction. Journal of the American Ceramic Society. 1991;74(6):1197-205.

119. Jung Y-G, Peterson I, Kim D, Lawn BR. Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. *Journal of Dental Research*. 2000;79(2):722-31.
120. Zhang Y, Pajares A, Lawn BR. Fatigue and damage tolerance of Y-TZP ceramics in layered biomechanical systems. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2004;71(1):166-71.
121. Zhang Y, Lawn BR. Fatigue sensitivity of Y-TZP to microscale sharp-contact flaws. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2005;72(2):388-92.
122. Pittayachawan P. Comparative study of physical properties of zirconia based dental ceramics: UCL (University College London); 2009.
123. Baran G, Boberick K, McCool J. Fatigue of restorative materials. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists*. 2001;12(4):350-60.
124. Anusavice K. *Skinner's science of dental materials*. St. Louis: Saunders; 2003.
125. ISO I. 6872: Dentistry-ceramic materials. Switzerland: International Organization for Standardization. 2008.
126. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137:145-215.
127. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics*. 1996;9(5).
128. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2015;114(4):587-93.
129. Koga D, Kusumi S, Shodo R, Dan Y, Ushiki T. High-resolution imaging by scanning electron microscopy of semithin sections in correlation with light microscopy. *Journal of Electron Microscopy*. 2015;64(6):387-94.
130. Sun P, Laforge FO, Mirkin MV. Scanning electrochemical microscopy in the 21st century. *Physical Chemistry Chemical Physics*. 2007;9(7):802-23.
131. Cengiz A, Mısırlıgil A, Aydın M. *Tıp ve Dişhekimliğinde Genel ve Özel Mikrobiyoloji*. Güneş Kitapevi, Ankara. 2004:17-57.
132. Poticny DJ, Klim J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *The Journal of the American Dental Association*. 2010;141:5S-9S.
133. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137:225-315.
134. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2013;20:113-25.

135. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice K. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *Journal of dentistry*. 2000;28(7):529-35.
136. Guess PC, Selz CF, Steinhart Y-N, Stampf S, Strub JR. Prospective Clinical Split-Mouth Study of Pressed and CAD/CAM All-Ceramic Partial-Coverage Restorations: 7-Year Results. *International Journal of Prosthodontics*. 2013;26(1).
137. Heintze S, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist—a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *dental materials*. 2008;24(4):433-49.
138. El Zhawi H, Kaizer MR, Chughtai A, Moraes RR, Zhang Y. Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. *Dent Mater*. 2016;32(11):1352-61.
139. He L-H, Purton D, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2011;22(7):1639-43.
140. Travitzky N, Shlayan A. Microstructure and mechanical properties of Al₂O₃/Cu–O composites fabricated by pressureless infiltration technique. *Materials Science and Engineering: A*. 1998;244(2):154-60.
141. Prielipp H, Knechtel M, Claussen N, Streiffer S, Müllejans H, Rühle M, et al. Strength and fracture toughness of aluminum/alumina composites with interpenetrating networks. *Materials Science and Engineering: A*. 1995;197(1):19-30.
142. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater*. 2016;32(11):e275-e83.
143. Wang L, D'Alpino PHP, Lopes LG, Pereira JC. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*. 2003;11(3):162-7.
144. Seal B, Otero T, Panitch A. Polymeric biomaterials for tissue and organ regeneration. *Materials Science and Engineering: R: Reports*. 2001;34(4):147-230.
145. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(4):374-80.
146. Mutluay MM, Yahyazadehfar M, Ryou H, Majd H, Do D, Arola D. Fatigue of the resin-dentin interface: a new approach for evaluating the durability of dentin bonds. *Dent Mater*. 2013;29(4):437-49.
147. ISO10477. *Dentistry – Polymer-based crown and bridge materials*. Switzerland: ISO Geneva 2004.

148. Lund JR, Byrne JP. Leonardo Da Vinci's tensile strength tests: implications for the discovery of engineering mechanics. *Civil engineering systems*. 2001;18(3):243-50.
149. Junior SAR, Ferracane JL, Della Bona A. Flexural strength and Weibull analysis of a microhybrid and a nanofill composite evaluated by 3-and 4-point bending tests. *Dental materials*. 2008;24(3):426-31.
150. Ostry D, Flanagan J. Human jaw movement in mastication and speech. *Archives of Oral Biology*. 1989;34(9):685-93.
151. Zhang Z, Beitzel D, Mutluay M, Tay FR, Pashley DH, Arola D. On the durability of resin–dentin bonds: Identifying the weakest links. *Dental Materials*. 2015;31(9):1109-18.
152. Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *Journal of dentistry*. 2008;36(12):1048-53.
153. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture Strength and Fatigue Resistance of All-Ceramic Molar Crowns Manufactured with CAD/CAM Technology. *Journal of Prosthodontics*. 2008;17(5):370-7.
154. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dental Materials*. 2006;22(2):176-82.
155. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC, Wiskott H, Nicholls J, Belser U. Stress fatigue: Basic principles and prosthodontic implications. *International Journal of Prosthodontics*. 1995;8(2).
156. Ankyu S, Nakamura K, Harada A, Hong G, Kanno T, Niwano Y, et al. Fatigue analysis of computer-aided design/computer-aided manufacturing resin-based composite vs. lithium disilicate glass-ceramic. *European journal of oral sciences*. 2016;124(4):387-95.
157. Homaei E, Farhangdoost K, Tsoi JK, Matinlinna JP, Pow EH. Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;59:304-13.
158. Egbert JS, Johnson AC, Tantbirojn D, Versluis A. Fracture strength of ultrathin occlusal veneer restorations made from CAD/CAM composite or hybrid ceramic materials. *Oral Science International*. 2015;12(2):53-8.
159. Zortuk M, Eskimez S, Ozdemir E, Aguloglu S. Yorulma testinin, üç farklı tam seramik yapım sistemi vertikal kırılma Direnci üzerine etkisi. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2009;12(1):16-21.
160. McCabe J, Carrick T, Chadwick R, Walls A. Alternative approaches to evaluating the fatigue characteristics of materials. *Dental Materials*. 1990;6(1):24-8.

161. Lin S-K, Lee Y-L, Lu M-W. Evaluation of the staircase and the accelerated test methods for fatigue limit distributions. *International journal of fatigue*. 2001;23(1):75-83.
162. Collins JA. *Failure of materials in mechanical design: analysis, prediction, prevention*: John Wiley & Sons; 1993.
163. Monteiro JB, Oliani MG, Guilardi LF, Prochnow C, Rocha Pereira GK, Bottino MA, et al. Fatigue failure load of zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic cemented to a dentin analogue: Effect of etching time and hydrofluoric acid concentration. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;77:375-82.
164. Zucuni CP, Guilardi LF, Rippe MP, Pereira GKR, Valandro LF. Fatigue strength of yttria-stabilized zirconia polycrystals: Effects of grinding, polishing, glazing, and heat treatment. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;75:512-20.
165. Di Benedetto H, De La Roche C, Baaj H, Pronk A, Lundström R. Fatigue of bituminous mixtures. *Materials and structures*. 2004;37(3):202-16.
166. Tsujimoto A, Barkmeier W, Takamizawa T, Latta M, Miyazaki M. Influence of thermal cycling on flexural properties and simulated wear of computer-aided design/computer-aided manufacturing resin composites. *Operative dentistry*. 2017;42(1):101-10.
167. Lauvahutanon S, Takahashi H, Oki M, Arksornnukit M, Kanehira M, Finger WJ. In vitro evaluation of the wear resistance of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental materials journal*. 2015;34(4):495-502.
168. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, et al. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017.
169. Druck CC, Pozzobon JL, Callegari GL, Dorneles LS, Valandro LF. Adhesion to Y-TZP ceramic: Study of silica nanofilm coating on the surface of Y-TZP. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2015;103(1):143-50.
170. Aboushelib MN, Elsafi MH. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Mater*. 2016;32(4):529-34.
171. Turssi CP, Hara AT, Magalhães CSd, Serra MC, Rodrigues AL. Influence of storage regime prior to abrasion on surface topography of restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2003;65(2):227-32.
172. Thornton I, Ruse N. Characterization of nanoceramic resin composite and lithium disilicate blocks. *J Dent Res*. 2014;93.
173. Al-Harbi FA, Ayad NM, ArRejaie AS, Bahgat HA, Baba NZ. Effect of Aging Regimens on Resin Nanoceramic Chairside CAD/CAM Material. *Journal of*

prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists. 2015.

174. Sagsoz O, Demirci T, Demirci G, Sagsoz NP, Yildiz M. The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. The journal of advanced prosthodontics. 2016;8(6):417-22.
175. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth J-F. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. journal of the mechanical behavior of biomedical materials. 2016;55:1-11.



8. ÖZGEÇMİŞ

1. KİŞİSEL BİLGİLER

Adı-Soyadı: Merve Köseoğlu Şahin

Doğum Yeri ve Tarihi: DENİZLİ, 04.03.1987

Uyruğu: Türkiye Cumhuriyeti

İletişim Bilgileri: merv.koseoglu@gmail.com, mervekoseoglu@hacettepe.edu.tr

2. EĞİTİM DURUMU

2014-2018 Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protez Doktora Programı

2005-2010 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Diş Hekimliği

2001-2005 Denizli Anadolu Lisesi

1998-2001 Atatürk İlköğretim Okulu

1993-1998 Hürriyet İlköğretim Okulu

3. MESLEKİ DENEYİM

2013-2014 Gazi Üniversitesi Karşıyaka Diş Polikliniği 2013-2014

2011-2012 Özel Çukurambar Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği