

T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI CAD/CAM HİBRİT MATERYALLERİN  
ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜ SONRASI YÜZEY  
AŞINMALARININ İNCELENMESİ**

**Dt. Rüştü Ersoy SAKARYA**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı  
Prof. Dr. Nuran DİNÇKAL YANIKOĞLU**

**ERZURUM  
2018**

T.C  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

“FARKLI CAD/CAM HİBRİT MATERYALLERİN ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜ SONRASI YÜZEY  
AŞINMALARININ İNCELENMESİ”

Dt. Rüştü Ersoy SAKARYA

Tez Savunma Tarihi : 19/07/2018

Tez Danışmanı : Prof.Dr.Nuran YANIKOĞLU

Jüri Üyesi : Prof.Dr.Nuran YANIKOĞLU

Jüri Üyesi : Prof.Dr.Sadullah ÜÇTAŞLI

Jüri Üyesi : Prof.Dr.Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

Jüri Üyesi : Prof.Dr.Funda BAYINDIR

Jüri Üyesi : Dr.Öğr.Üyesi. Cenk Burak YILMAZ

ONAY

Bu Çalışma Yukarıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi Olarak Kabul Edilmiştir.

Doç. Dr. Sera DERELİOĞLU  
Fakülte Dekan Vekili

Uzmanlık Tezi  
ERZURUM-2018

# İÇİNDEKİLER

<b>TEŞEKKÜR</b> .....	<b>VI</b>
<b>ÖZET</b> .....	<b>VII</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>VIII</b>
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	<b>IX</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	<b>XI</b>
<b>TABLOLAR DİZİNİ</b> .....	<b>XIII</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
2.1. Dental Seramikler .....	3
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihi .....	3
2.1.2. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Özellikleri .....	4
2.1.2.1. Feldspar.....	5
2.1.2.2. Kuartz.....	5
2.1.2.3. Kaolin.....	5
2.1.2.4. Renklendirici Maddeler .....	5
2.1.2.5. Opaklaştırıcı Maddeler .....	6
2.1.2.6. Cam Modifiye Ediciler .....	6
2.1.2.7. Ara Oksitler.....	6
2.1.3. Seramiklerin Sınıflandırılması .....	6
2.2. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) .....	7
2.2.1. Tarihçe .....	8
2.2.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları .....	10
2.2.3. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları .....	11
2.2.4. CAD/CAM Bileşenleri .....	11

2.2.4.1. Veri Toplanması .....	12
2.2.4.2. Restorasyonun Tasarımının Yapılması .....	12
2.2.4.3. Restorasyonun Üretimine Yapılması.....	13
2.2.5. CAD/CAM Üretim Şekilleri .....	15
2.2.5.1. Direkt Klinikte Kullanılan Sistemler .....	15
2.2.5.2. Laboratuvarında Kullanılan Sistemler .....	15
2.2.5.3. Üretim Merkezli CAD/CAM Sistemleri.....	15
2.2.6. CAD/CAM Daimi Restorasyon Materyalleri .....	16
2.2.6.1. Cam Seramikler .....	16
2.2.6.1.1. Feldspatik Cam Seramikler.....	16
2.2.6.1.2. Silikat Cam Seramikler .....	18
2.2.6.1.3. Lösitle Güçlendirilen Cam Seramikler .....	19
2.2.6.1.4. Lityum Disilikat Cam Seramikler.....	20
2.2.6.2. Zirkonyum Oksit Seramikler .....	21
2.2.6.3. Zirkonya ile Güçlendiren Seramikler .....	23
2.2.6.4. Rezin İçerikli CAD/CAM Bloklar .....	23
2.2.6.4.1. Dağınık Doldurucular .....	26
2.2.6.4.2. Polimer İnfiltre Seramik Ağ Yapılı Materyaller (PICN) .....	27
2.3. Aşınma .....	28
2.3.1. Restoratif Materyallerin Aşınma ve Aşındırma Özellikleri.....	28
2.3.1.1. Fiziksel Faktörler .....	28
2.3.1.2. Yapısal Faktörler.....	30
2.3.1.3. Kimyasal Faktörler .....	31
2.3.1.4. Yüzey Bitirme Yöntemlerinin Etkisi .....	32
2.3.2. Dental Dokulardaki Aşınmada Ayırıcı Tanı.....	33

2.3.3. Diş Hekimliğinde Aşınmayı Belirlemede Kullanılan Yöntemler.....	34
2.3.3.1. Laboratuvar Çalışmaları .....	34
2.3.3.2. Klinik Çalışmalar.....	36
2.3.4. Materyallerin Aşınmalarının Değerlendirilmesi.....	38
2.3.4.1. Parametrik Olmayan Metot.....	39
2.3.4.2. Leinfelder Metodu .....	39
2.3.4.3. Üç Boyutlu Görüntülerin Karşılaştırılması.....	40
2.3.4.3.1. Temaslı Tarayıcılar .....	40
2.3.4.3.2. Temassız Tarayıcılar.....	40
2.4. Çiğneme Simülatörü .....	42
2.5. Termal Siklus.....	44
2.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	44
<b>3. MATERYAL VE METOT.....</b>	<b>45</b>
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	46
3.1.1. CAD/CAM Materyallerin Hazırlanması.....	47
3.1.2. CAD/CAM Materyallere Polisaj İşlemi Uygulanması .....	47
3.1.3. Örneklerin Akrilik Rezin ile Polyester Kalıplar İçerisine Gömülmesi.....	48
3.1.4. Antagonist Aşındırıcı Bilyelerin Hazırlanması.....	49
3.2. Örneklerin Çiğneme Simülatöründe Yaşlandırılması.....	50
3.3. 3-Boyutlu Optik Profilometre .....	51
3.4. Yüzey Pürüzlülüğünün Profilometre ile Ölçülmesi.....	52
3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri .....	52
3.6. İstatistiksel Analiz.....	53
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>54</b>
4.1. Gruplardaki Örnek Dağılımı.....	54

4.2. CAD/CAM Materyallerin Yüzey Aşınması Sonuçları .....	55
4.3. Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Antagonist Aşındırıcı Bilyelerin Ağırlık Kaybı Sonuçları.....	56
4.4. CAD/CAM Blok Materyallerin Yüzey Pürüzlülük Değişimi Sonuçları .....	57
4.5. CAD/CAM Blok Materyallerin 3D-Optik Profilometre Görüntüleri .....	58
4.6. SEM Görüntüleri.....	59
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>65</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>78</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>79</b>
<b>EKLER .....</b>	<b>99</b>
<b>EK-1. ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>99</b>
<b>EK-2. ETİK KURUL ONAY RAPORU .....</b>	<b>100</b>

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve deneyimiyle bana her konuda yardımcı olan, desteğini her zaman yanımda hissettiğim değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Nuran DİNÇKAL YANIKOĞLU'na,

Bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Sayın Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ'a, Prof. Dr. Funda BAYINDIR'a, Dr. Öğr. Üyesi Hatice ÖZDEMİR'e, Dr. Öğr. Üyesi Esra KUL'a, Dr. Öğr. Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU'ya ve kürsümüzün tüm değerli öğretim üyelerine,

Uzmanlık eğitimim boyunca arkadaşlıkları ve anlayışlarıyla bana destek olan başta Dt. Berkman ALBAYRAK olmak üzere tüm mesai arkadaşlarıma, hemşirelerimize, teknisyenlerimize ve personelimize,

Çalışmamdaki cihazların kullanımında tecrübeleriyle olan katkılarından dolayı Sayın Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR'a ve Dr. Öğr. Üyesi Ömer SAĞSÖZ'e,

Hayatımın her döneminde olduğu gibi uzmanlık eğitimim boyunca da sevgi ve sabırları ile her türlü fedakârlığı göstererek yanımda olan ve bana güç veren aileme,

Sonsuz Teşekkürler.

**Rüştü Ersoy SAKARYA**

## ÖZET

### Farklı CAD/CAM Hibrit Materyallerin Çiğneme Simülatörü Sonrası Yüzey Aşınmalarının İncelenmesi

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı, 3 hibrit ve 1 feldspatik seramikten oluşan 4 CAD/CAM monolitik materyalin çiğneme simülatörü sonrası hem aşınma miktarlarını hem de sebep oldukları karşıt aşınmayı incelemektir.

**Materyal ve Metot:** Çalışmamızda Vita Enamic, Lava Ultimate ve Cerasmart hibrit seramikler ile kontrol grubu olarak feldspatik seramik olan CEREC Blocs CAD/CAM bloklar kullanıldı. Bloklar 2 mm kalınlığında hazırlanarak her gruptan 8 örnek olacak şekilde 4 grup oluşturuldu. Tüm örnekler üretici firma önerilerine göre polisaj işlemi uygulandı. Örnekler bilgisayar kontrollü bir çiğneme simülatörüne (50N, 1.6 Hz, lateral hareket: 1mm, dikey hareket: 2 mm) yüklendi ve her örnek için doğal insan minesini sertlik değerine yakın 6 mm çapında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> antagonist aşındırıcı bilyelerle 400,000 mekanik yüklemeye eş zamanlı olarak 500 termal döngüye tabi tutuldu. Hibrit seramiklerde ve feldspatik seramikteki aşınma hacmi 3-Boyutlu Optik Profilometre ile ölçülürken antagonist bilyelerdeki aşınma miktarı ise çiğneme simülasyonu öncesi ve sonrası ağırlık farkı hesaplanarak kaydedildi. Antagonist bilyelerdeki ölçümler 3'er dakikalık ultrasonik temizleme işlemlerinden sonra yapıldı. Aşınma yüzeyleri ve aşınma paternlerini belirlemek için Taramalı Elektron Mikroskobu kullanıldı. Sonuçlar tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve sonrasında çoklu karşılaştırma için Tukey HSD ve T-Test analiz yöntemleriyle değerlendirildi (p=0.05).

**Bulgular:** CAD/CAM materyallerin yüzey aşınma sonuçları en düşükten en yükseğe sırasıyla CEREC Blocs (0.311 mm<sup>3</sup>), Vita Enamic, Cerasmart, Lava Ultimate (0.913 mm<sup>3</sup>) şeklindedir. CEREC Blocs ile Vita Enamic, Cerasmart ile de Lava Ultimate iki grup oluşturmuşlardır ve gruplar arasındaki fark anlamlı iken (p<0.05) grup içindeki farklar istatistiksel olarak anlamsızdır (p>0.05). Antagonist bilyelerin çiğneme simülasyonu sonrası ağırlık kayıpları değerlendirildiğinde, Cerasmart ile Lava Ultimate arasında anlamlı fark bulunurken diğer gruplarda benzer sonuçlar elde edildi (p<0.05). Buna göre en fazla Lava Ultimate (0.143 mg) en az ise Cerasmart (0.068 mg) karşıt aşınmaya neden oldu.

**Sonuç:** Hibrit seramikler feldspatik seramiğe göre daha fazla yüzey aşınması gösterdi. Buna karşın Cerasmart ve Vita Enamic hibrit seramiklerin feldspatik seramiğe göre daha az antagonist aşınmaya sebep olduğu gözlemlendi.

**Anahtar Kelimeler:** CAD/CAM materyaller, çiğneme simülatörü, polimer-infiltrate seramik, yüzey aşınması



## ABSTRACT

### Investigation of Surface Wear of Different CAD/CAM Hybrid Materials After Chewing Simulator

**Aim:** The aim of this study is to investigate both the amount of abrasion and the erosive contraction of 4 CAD/CAM monolithic materials consisting of 3 hybrids and 1 feldspar ceramic after the chewing simulator.

**Material and Method:** In our study, we used hybrid ceramics of Vita Enamic, Lava Ultimate and Cerasmart and CEREC Blocs which are feldspar ceramic as control group CAD/CAM blocks. Blocks were prepared in 2 mm thickness and 4 groups were formed as 8 samples from each group. All samples were polished according to the manufacturer's recommendations. The samples were loaded into a computer controlled chewing simulator (50N, 1.6 Hz, lateral motion: 1mm, vertical motion: 2mm) and were loaded with 500 thermal imager, simultaneously with 400,000 mechanical loads of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> antagonist abrasive balls 6 mm in diameter. The wear volume in hybrid ceramics and feldspar ceramic was measured by 3D Optical Profilometer while the amount of wear in antagonist balls was recorded by calculating the weight difference before and after chewing simulation. The measurements on the antagonist balls were made after 3 minutes of ultrasonic clearance. Scanning Electron Microscopy was used to determine wear surfaces and wear patterns. The results were evaluated by Tukey HSD and T-Test analysis methods for one-way analysis of variance (ANOVA) and multiple comparisons afterwards (p=0.05).

**Results:** Surface abrasion results of CAD/CAM materials are in the form of CEREC Blocs (0.311 mm<sup>3</sup>), Vita Enamic, Cerasmart, Lava Ultimate (0.913 mm<sup>3</sup>), respectively. CEREC Blocs and Vita Enamic, Cerasmart and Lava Ultimate formed two groups, while the difference between the groups was significant (p<0.05) and the differences within the group were statistically insignificant (p>0.05). There was a significant difference between Cerasmart and Lava Ultimate when evaluating weight loss of the antagonist balls after chewing simulation, but similar results were found in other groups (p<0.05). According to this, Lava Ultimate (0.143 mg) caused the most, Cerasmart (0.068 mg) caused the least antagonistic wear.

**Conclusion:** Hybrid ceramics show more surface wear than feldspar ceramics. On the contrary, Cerasmart and Vita Enamic hybrid ceramics were observed to cause less antagonistic erosion than feldspar ceramics.

**Key Words:** CAD/CAM materials, chewing simulator, polymer-infiltrated ceramic, surface wear

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: Alüminyum oksit
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-2SiO<sub>2</sub>-2H<sub>2</sub>O</b>	: Kaolin
<b>Bis-GMA</b>	: Bisfenol-A-glisidil metakrilat
<b>CAD/CAM</b>	: Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
<b>CaO</b>	: Kalsiyum oksit
<b>CEREC</b>	: Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics
<b>GPa</b>	: Gigapascal
<b>HT</b>	: Yüksek translusensi
<b>Hz</b>	: Hertz
<b>K<sub>2</sub>CO<sub>3</sub></b>	: Potasyum karbonat
<b>K<sub>2</sub>O</b>	: Potasyum oksit
<b>K<sub>2</sub>O.Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.6SiO<sub>2</sub></b>	: Feldspar
<b>K<sub>2</sub>O.AlO<sub>3</sub>.4SiO<sub>2</sub></b>	: Lösit kristali formu
<b>KHN</b>	: Knoop sertlik numarası
<b>LT</b>	: Düşük translusensi
<b>mg</b>	: Miligram
<b>MgO</b>	: Magnezyum oksit
<b>mm<sup>3</sup></b>	: Milimetre küp
<b>MPa</b>	: Megapascal
<b>MT</b>	: Orta translusensi
<b>MZ</b>	: Monolitik zirkonyum
<b>N</b>	: Newton (kg.m/s <sup>2</sup> )
<b>n</b>	: Örnek sayısı
<b>nm</b>	: Nanometre

<b>p</b>	: İstatistiksel anlamlılık değeri
<b>PICN</b>	: Polimer infiltre seramik ağı
<b>r</b>	: Yarıçap
<b>Ra</b>	: Yüzeyin ortalama pürüzlülüğü
<b>Rpm</b>	: Devir/Dakika
<b>SEM</b>	: Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope)
<b>SiO<sub>2</sub>-LiO<sub>2</sub></b>	: Lityum disilikat
<b>SiO<sub>4</sub></b>	: Silisyum tetraoksit
<b>SS</b>	: Standart sapma
<b>TEGDMA</b>	: Trietilen glikol dimetakrilat
<b>TZP</b>	: Tetragonal zirkonya polikristali
<b>UDMA</b>	: Üretan dimetakrilat
<b>VHN</b>	: Vicker's sertlik değeri
<b>Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: Yitriyum oksit
<b>Y-TZP</b>	: Yttrium-stabilize tetragonal zirkonya
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	: Zirkonyum dioksit
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>3D</b>	: Üç boyutlu
<b>%</b>	: Yüzde
<b>°C</b>	: Derece santigrat

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 3.1. Çalışmada Kullanılan CAD/CAM Materyaller .....	46
Şekil 3.2. Isomet Cihazı.....	47
Şekil 3.3. Vita Laboratuvar Polisaj Seti .....	48
Şekil 3.4. Diapolisher Polisaj Pastası .....	48
Şekil 3.5. Seramik Örneklerin Çiğneme Simülatörü İçin Hazırlanması.....	49
Şekil 3.6. Antagonist Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Aşındırıcıların Çiğneme Simülatörü İçin Hazırlanması....	50
Şekil 3.7. Çiğneme Simülatörü.....	50
Şekil 3.8. 3D Optik Profilometre.....	51
Şekil 3.9. Profilometre.....	52
Şekil 3.10. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) .....	52
Şekil 4.1. Hacim kaybı ölçüm değerlerinin gruplara ilişkin sütun grafiği .....	55
Şekil 4.2. Antagonist aşındırıcıların ölçüm değerlerinin gruplara ilişkin sütun grafiği .	56
Şekil 4.3. Yüzey pürüzlülüğü değişimi ölçüm değerlerinin gruplara ilişkin sütun grafiği .....	57
Şekil 4.4. CEREC Blocs örneğin aşınma sonrası 3D Optik Profilometre görüntüsü.....	58
Şekil 4.5. Cerasmart örneğin aşınma sonrası 3D Optik Profilometre görüntüsü .....	58
Şekil 4.6. Vita Enamic örneğin aşınma sonrası 3D Optik Profilometre görüntüsü.....	59
Şekil 4.7. Lava Ultimate örneğin aşınma sonrası 3D Optik Profilometre görüntüsü.....	59
Şekil 4.8. CEREC Blocs simülasyon öncesi (x2500, x10000) SEM görüntüsü.....	60
Şekil 4.9. CEREC Blocs simülasyon sonrası (x2500, x10000) SEM görüntüsü.....	60
Şekil 4.10. Vita Enamic simülasyon öncesi (x2500, x10000) SEM görüntüsü.....	61
Şekil 4.11. Vita Enamic simülasyon sonrası (x2500, x10000) SEM görüntüsü .....	61
Şekil 4.12. Cerasmart simülasyon öncesi (x2500, x10000) SEM görüntüsü .....	62

<b>Şekil 4.13.</b> Cerasmart simülasyon sonrası (x2500, x10000) SEM görüntüsü .....	62
<b>Şekil 4.14.</b> Lava Ultimate simülasyon öncesi (x2500, x10000) SEM görüntüsü.....	63
<b>Şekil 4.15.</b> Lava Ultimate simülasyon sonrası (x2500, x10000) SEM görüntüsü.....	63
<b>Şekil 4.16.</b> Antagonistlerin simülasyon öncesi (x2500, x10000) SEM görüntüsü.....	64
<b>Şekil 4.17.</b> Antagonistlerin simülasyon sonrası (x2500, x10000) SEM görüntüsü.....	64



## TABLolar DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
<b>Tablo 2.1.</b> Yaygın Olarak Kullanılan CAD/CAM Sistemleri .....	10
<b>Tablo 2.2.</b> Rezin İçerikli CAD/CAM Bloklarının Özellikleri.....	25
<b>Tablo 3.1.</b> Çalışmada Kullanılan CAD/CAM Materyaller ve Özellikleri .....	46
<b>Tablo 4.1.</b> CAD/CAM Materyallerin ve Antagonist Aşındırıcıların Ölçüm Sonuçları .	54
<b>Tablo 4.2.</b> Yüzey Aşınması Sonuçları.....	55
<b>Tablo 4.3.</b> Antagonist Aşınma Sonuçları .....	56
<b>Tablo 4.4.</b> Yüzey Pürüzlülüğü Sonuçları .....	57

# 1. GİRİŞ

Diş hekimliğindeki teknolojik gelişmelerin etkisi ve hastaların doğal görünümüne yönelmesiyle tam seramikler önem kazanmıştır.<sup>1</sup> Tam seramiklerin marjinal kenar ve biyolojik uyumu, aşınma direnci, kimyasal dayanıklılığı ve renk stabilitesi onları cazip kılan özellikleridir.<sup>2</sup> Ancak bu seramikler sınırlı çekme direncine sahiptir ve kırılğan yapıdadır.<sup>3</sup> İstenilen estetiğin sağlanması ve bu negatif özelliklerin giderilmesi için çalışmalar yapılmıştır. Böylece bugünkü rezin matrisli seramikler, polikristal seramikler ve cam matrisli seramiklerin ortaya çıkmasına olanak sağlamıştır.<sup>4</sup>

Estetik özelliklerinin artırılması, doğal diş görünümünün sağlanması, plak retansiyonunun azaltılması ve temizlenmeyi kolaylaştırması amacıyla dental porselenlere glaze uygulaması yapılmaktadır.<sup>5, 6</sup> Ancak çoğu simantasyonda, oklüzal uyumlamalarla glazürün kaldırıldığı bilinmektedir.<sup>7</sup> Ağız ortamında glaze tabakasının altı ay gibi bir sürede porselenden ayrıldığı bildirilmiştir.<sup>8</sup> Glaze tabakasının kalkmasının ardından dental porselenler daha pürüzlü ve estetik özellikleri azalmış bir görüntü sergilemektedir. Yüzey pürüzlülüğünün artmasının restoratif materyallerin renklenmelerine olumsuz etkilerinin olduğu bildirilmiştir.<sup>9</sup> Bollen ve ark.<sup>10</sup> çalışmalarında, ortalama yüzey pürüzlülüğü 0,2 µm'den fazla olduğunda renklenmelerin arttığı ve plak birikimlerinin fazlaştığı bildirilmiştir.<sup>10</sup> Yüzey pürüzlülüğü arttığında restorasyonların daha aşındırıcı oldukları açıklanmıştır.<sup>11</sup>

Günümüz modern diş hekimliğinde estetik kavramların öne çıkması ve dental materyallerdeki gelişmeler ile estetik restoratif materyaller yaygın kullanım alanı bulmuştur. Bu materyallerin aşınma miktarları, ağız ortamındaki kullanımlarını da etkilemektedir. Değişen ağız ortamının pH değerine göre meydana gelen aşınmanın miktarı, estetik materyal seçiminde önem taşımaktadır.<sup>12</sup> Diş hekimliğinde kullanılan estetik restoratif materyallerin aşınma davranışları, yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğü,

restorasyonun başarısını etkileyen önemli faktörlerdendir. Restoratif materyallerin, sürekli değişen ağız ortamında zaman içinde aşınacağı ve yüzey özelliklerinin değişeceği bir gerçektir. Ağız içindeki restorasyonların uzun ömürlü olabilmelerini sağlamak için aşınma direnci, yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğü gibi yüzey özelliklerinin belirli pH ortamlarında incelenmesi ve değişimi etkileyen faktörlerin belirlenmesi gerekmektedir.

Bu in vitro tez çalışmasının amacı; 3 hibrit ve 1 feldspatik seramikten oluşan 4 CAD/CAM monolitik materyalin çiğneme simülatörü sonrası aşınma miktarını değerlendirirken, bu materyallerin sebep olduğu karşıt aşınmayı da incelemektir.

Bu çalışmanın hipotezleri; Test edilen CAD/CAM hibrit materyallerin aşınma direncinin CAD/CAM feldspatik materyalin aşınma direncinden daha düşük olacağı ve CAD/CAM hibrit materyallerin daha az karşıt aşınma oluşturacağı yönündedir.



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental Seramikler

Yüksek ısıda kaya parçalarının kaolenle pişirilmesiyle elde edilen seramik, metal olmayan ürün anlamına gelir. Porselen ise feldspar, kuartz ve kaolin bileşiminden oluşan, yüksek ısıda pişirilen seramik ailesidir. Diş hekimliğinde kullanılan seramik türleri bu aileye aittir ve "Dental Porselen" olarak tanımlanırlar.<sup>13</sup>

#### 2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihi

Seramik materyaller, M.Ö. 10000'li yıllardan günümüze, balıkçı-avcı-toplayıcı uygarlıkların yaşam biçimlerini ve ihtiyaçlarını desteklemek amacıyla insanlar tarafından kullanılmıştır.<sup>14</sup> 1789 yılında ilk porselen diş patentini, Fransız diş hekimi Chemant almıştır. İtalyan diş hekimi Fonzi, terrometalik olarak adlandırdığı kişisel üretilen porselen dişi 1808 yılında bulmuş ve bu dişler platin pin ya da çerçeve ile düzenlenmiştir.<sup>15</sup> 1817'de ise Fransız diş hekimi Planteau, porselen dişi tanıtmıştır. Ash 1837'de porselenin geliştirilmiş halini üretmiştir.<sup>14</sup> Dr. Charles Land porselenin sabit protezlerde kullanımını başlatmış ve 1889'da jaket kuronun patentini almıştır.<sup>16</sup>

1960'lardan bugüne kimyasal bağlantılı feldspatik porselenler metal-seramik protezlerde kullanılmaktadır. İlk estetik porseleni 1963'te VITA Zahnfabrik üretmiştir. McLean ve Hugues 1965 yılında, tam seramiklerin zayıf kırılma dayanımlarını elimine etmek adına seramik yapısına %40- 50 oranında Al<sub>2</sub> O<sub>3</sub> ilave ederek alüminöz kor seramikleri geliştirmişlerdir.<sup>14</sup> O'Brien, konvansiyonel alüminöz seramikten daha dirençli olan magnesia kor materyalini 1983 yılında geliştirmiştir. Grossman ve Adair 1984'te, camın kristalizasyonu (Dicor) kontrol edilen tam seramik sistemleri tanıtmıştır. Sadoun 1989'da dayanıklılığı yüksek olan In-Ceram'ı tanıtmıştır.<sup>17</sup> In-Ceram sisteminde Alumina, Zirkonya ve Spinell olarak üç tür mevcuttur.<sup>18</sup>

Zürih Üniversitesi'nde 1900'lerin başında, yaklaşık %34 hacminde lösit içeriği olan, ısı ve basınç altında hazırlanan ve 130 MPa kırılma direncine sahip preslenebilir cam seramik (IPS Empress) tanıtılmıştır.<sup>17</sup> Sonrasında 350-450 MPa kırılma direncine sahip, hacimce %70 lityum disilikat kristalleri içeren ve preslenebilen cam seramik sistemi (IPS Empress 2) tanıtılmıştır. 1992 yılında ultra düşük ısı seramiği Duceram satışa sunulmuştur.<sup>14</sup>

1985 yılında CAD/CAM kullanılarak hasta başında inley tasarımı yapılmıştır.<sup>19</sup> Sistemin öncüsü Dr. Mörmann, Cerec sistemini geliştirmiştir. Andersson ve Oden 1993'te, CAD/CAM teknolojisi kullanarak yüksek saflıkta alüminyum oksitle Procera AllCeram sistemini geliştirmiştir. Posterior bölgede çok üyeli köprülerin kullanımına olanak sağlayan zirkonyum oksit esaslı Cercon sistemiyse (DeguDent GmbH, Hanau, Almanya) 2000'de piyasaya sunulmuştur.<sup>20</sup> Lava tam seramik sistemi ise (3M ESPE, Seefeld, Almanya) yarı sinterlenmiş Y- TZP blokları kullanılarak oluşturulmuş olup 2002'de piyasaya sunulmuştur. 2005'te IPS e.max Press üretilmiş ve piyasaya sürülmüş ve seramiğin fiziksel özellikleri ile şeffaflığı artırılmış, ısı ve basınç altında üretilmesi sağlanmıştır.<sup>17</sup> Zirkonya kullanımı diş hekimliğinde kuron ve köprü protezlerin yapımında 2004 yılında başlamıştır.<sup>14</sup>

### **2.1.2. Dental Seramiklerin İçeriği ve Kimyasal Özellikleri**

Dental seramiklerin temel bileşeni, Silisyum katyonunun dört oksijen anyonuyla yaptığı tetrahedral geometriye sahip molekül yapısıdır ( $\text{SiO}_4$ ). Bu yapının, dental seramiğin erime ısısı, viskozitesi, ısıl genleşme ve kimyasal dayanıklılık gibi özelliklerinde belirleyici etkisi bulunmaktadır.<sup>21</sup>

Dental seramiğin yapısında; feldspar, kuartz, kaolin ile ara oksitler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı maddeler, akışkanlar ve cam modifiye ediciler de bulunmaktadır.<sup>22</sup>

### **2.1.2.1. Feldspar**

Seramiğin ana yapısını, silikon dioksit olan feldspar oluşturur. Seramikler en az %60 oranında feldspar içermektedir. Seramiğe şeffaflık veren ve camsı fazı sağlayan maddedir. Erime sıcaklığı 1100°C -1300°C arasındadır. Fırınlama anında eriyerek kuartz ve kaoline matriks oluşturmada katkıda bulunur.<sup>23</sup>

Feldspar hiçbir zaman saf yapıda değildir. İçinde daima farklı oranda Na<sub>2</sub> O ve K<sub>2</sub> O bulunur. Feldspar; ortoklas (K<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>6SiO<sub>2</sub>), anortit (CaOAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>2SiO<sub>2</sub>) ve albit (Na<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>6SiO<sub>2</sub>) şeklinde olabilir.<sup>24</sup> Diş hekimliğinde çoğunlukla yüksek potasyum içeren feldspar (K<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>6SiO<sub>2</sub>) tercih edilir. Potasyum feldspar, seramiğin şeffaflığını artırırken fırınlama esnasındaki şekil bozulmasını engelleyebilmesi için tercih edilir.<sup>14</sup>

### **2.1.2.2. Kuartz**

SiO<sub>2</sub> 'ten oluşan kuartz doğada sık bulunmaktadır. Seramik içerisinde de % 10-30 oranında bulunur ve doldurucu görevini üstlenir. Erime ısısı yüksek olduğundan pişirme kaynaklı gerçekleşebilecek büzölmeleri engeller. Isısal genleşmeyi kontrol eder ve stabiliteyi sağlayarak seramiğin direncini artırır.<sup>14</sup>

### **2.1.2.3. Kaolin**

Kaolin (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>2SiO<sub>2</sub>2H<sub>2</sub>O), dehidrate alüminyum silikattır. Çok ince, yumuşak, kilsi bir maddedir ve opak görünümündedir. Çin kili olarak da bilinir. Seramik yapısında % 1-10 oranında bulunur. Seramiğe, şekillendirme kolaylığı sağlar ve bağlayıcı görevini üstlenir. Fırınlanmamış seramik taneciklerini bir arada tutar.<sup>14</sup>

### **2.1.2.4. Renklendirici Maddeler**

Seramiğe renk vermek için Ti, Mn, Fe, Co, ve Cu gibi elementlerin yüksek ısıya dirençli metal oksitleri kullanılır. Bunlar, feldspar ve ince cam tozuyla yüksek ısıda birleştirilir. Oluşan yapının öğütülmesi sonucunda seramik renk pigmentleri elde edilir. Titanyum oksit sarı, krom ya da bakır oksit mavi- yeşil, demir ya da nikel oksit

kahverengi, manganez gri, kobalt alüminat mavi, demir fosfat ya da platin ise gri rengi elde etmek amacıyla kullanılır.<sup>14</sup>

#### **2.1.2.5. Opaklaştırıcı Maddeler**

Estetik bir görünüm elde edebilmek için, şeffaf olan seramiğe opaklaştırıcı maddeler eklenmesi gerekir. Çok ince öğütülmüş metal oksitleri içerirler. Bu oksitlerin bazıları titanyum oksit, zirkonyum oksit ve seryum oksittir. Özellikle metal-seramik restorasyonlarda, opaklaştırıcı eklenmesiyle iyi estetik sonuçlar alınır. Tanecik boyutları ve cam matriks içerisindeki dağılımları farklı opaklaştırıcı maddeler, ışığı farklı biçimde yansıtırlar.<sup>14</sup>

#### **2.1.2.6. Cam Modifiye Ediciler**

Potasyum, baryum, magnezyum, sodyum, kalsiyum, ve kalsiyum oksit cam modifiye edicilerdir. Silisyum gibi cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki bağlantıyı zayıflatırlar ve camın erime derecesini düşürürler.<sup>14</sup>

#### **2.1.2.7. Ara Oksitler**

Cam modifiye edicilerin eklenmesiyle seramiklerin erime dereceleri düşerken viskoziteleri de azalır. Seramikler, fırınlama esnasında ortaya çıkan akmaya (piroplastik akma) karşı dayanım göstermek zorundadırlar. Bu, akışkanlığa direnç sağlayan ara oksitlerin kullanılması ile sağlanır. Bir camın sertliği ve viskozitesi, alüminyum oksit ( $Al_2 O_3$ ) gibi ara oksitlerin ilavesiyle artırılabilir.<sup>14</sup>

#### **2.1.3. Seramiklerin Sınıflandırılması**

Dental seramikler çeşitli şekillerde sınıflandırmışlardır:<sup>13</sup>

1- Endikasyonlarına göre;

Anterior ve posterior kuron, veneer, post kor, sabit protezler

2- Temel kristal faz ve/veya matriks faz oluşlarına göre;

Silika cam, lst esaslı cam seramik, lst esaslı feldspatik seramik, lityum disilikat esaslı cam seramik, alüminöz porselen, cam infiltre spinel, alümina, cam infiltre alümina, cam infiltre alümina/zirkonya, zirkonya

3- Üretim metotlarına göre;

Döküm, sinterize, kısmen sinterize, cam infiltre, sıcak izostatik presleme, CAD/CAM milling, slip cast, kopya milling

4- Kırılma dayanımına göre;

Düşük, orta, yüksek

5- Mikroyapısına göre;

Amorf cam, kristalin, cam matriks içerisindeki kristalin partikülleri

6- Translusensine göre;

Opak, translusent, transparan

7- Pişirilme sıcaklıklarına göre;

Ultra düşük, düşük, orta, yüksek erime sıcaklığı

8- Aşınma miktarına göre.

## **2.2. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli retim (CAD/CAM)**

CAD/CAM sistemleri; bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli retim (CAM) olmak üzere iki bileşenlidir. İki unsur da esastır ve etkili bir üretim sistemi için elektronik veri alışverişı yoluyla birbirine bağlanır. CAD, bir mühendislik çiziminin ya da tasarımının oluşturulması, analiz edilmesi, modifikasyonu ve optimizasyonu için bilgisayarların kullanımı olarak ifade edilir.<sup>25</sup> Tasarım süreci, zel CAD yazılımıyla desteklenmektedir. Tasarım, materyal seçimiyle ve ürünün üretimi için kullanılan boyutsal dzenlenmelerle ilgili özel bilgiler içermektedir. Ayrıca tasarım, tolerans bilgisini de taşımaktadır. Sonrasında bu bilgiler üretim öncesi baskı taslağı olarak ve analitik amaç için kullanılabilir. Final tasarım daha sonra CAM yazılımına aktarılır.

CAM, üretim sürecinde otomasyonu programlamak amacıyla bilgisayar yazılımının kullanımı olarak tanımlanır.<sup>25</sup> CAD yazılımından tasarım özellikleri aktarıldıktan sonra, CAM yazılımı kullanılarak imalat için planlanan stratejiler birleştirilerek CAM işlevleri yerine getirilir. Bu stratejiler imalat için gereken üretim tesisini (freze makinesi, üç boyutlu yazıcı vb.) çalıştırmada kullanılan operasyonel protokolleri içerir.

### **2.2.1. Tarihçe**

CAD ilk defa 1960'ların başında Dr. Ivan E. Sutherland tarafından şematik çizimler ve taslak oluşturma prosedürlerinde mühendislik alanlarında yardımcı olarak tanıtılmıştır.<sup>26</sup> CAD yazılımının önceki jenerasyonları yalnız 2 boyutlu (2D) taslak oluşturma prosedürleri için uygundu. 1960'ların sonuna kadar, Casteljaou ve Beizier tarafından geliştirilene kadar, 3 boyutlu (3D) CAD yazılımı için uygun değildi. Bu kişilerin 3D eğrileri ve yüzey geometrisi üzerinde yaptıkları çalışmalar, bugünkü 3D CAD yazılımının temelini oluşturmaktadır. Bu yazılımın geliştirilmesinin ardından CAM yazılımı ancak 1970'lerde Dr. Patrick J. Hanratty tarafından piyasaya sunulmuştur. Teknolojideki son gelişmeler sayesinde, tasarım oluşturulmasından ürünün imalatına kadarki süreçlerde detaylı üç boyutlu (3D) tasarım ve CAM yazılımının tüm mühendislik süreci CAD ile birleştirilmiştir.<sup>26</sup>

Mini bilgisayarların ve geliştirilen yazılım yeteneklerinin kullanıma sunulması, CAD/CAM teknolojisinin yaygınlaşmasına katkıda bulunmuştur. Konvansiyonel CAD/CAM yöntemleri, freze stratejileri şeklinde eksiltici bir yöntemle tekelleştirilmiştir.<sup>25</sup> Bunun yanında, teknolojideki gelişmeler, ürünlerin imalatı için ilave edici yöntemleri de (lazer sinterleme, lazer eritme vb.) gündeme getirmiştir. Günümüzde CAD/CAM kullanımı, endüstriyel tasarım, tıp ve diş protezleri ile bilgisayar animasyonları gibi uygulamalarda kullanılmaktadır.

CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliğindeki ilk uygulamasını 1970'lerin başında dental CAD/CAM teknolojisinin öncülerinden olan Duret ve Preston tarafından başlatılmıştır.<sup>27</sup> İlk ticari dental CAD/CAM sistemi intraoral alınan optik ölçüyle fonksiyonel şekilli tek üyeli restorasyonlar Duret tarafından üretilmiştir. Ardından bu sistem daha da geliştirilerek Sopha (Sopha, bioconcept, Fransa) sistemi olarak literatürde yerini almıştır.<sup>28</sup> Duret sistemine dayanan yeni CAD/CAM sistemi geliştirme çalışmaları yetmişli ve seksenli yıllarda sürmüştür.<sup>29</sup> Ardından Moermann ve Brandestini ile beraber CAD/CAM teknolojisini geliştirmek adına çalışmalar yapmıştır. Klinikte hazırlanan inley kaviteden ağız içi kameralar yardımıyla alınan dijital ölçü üzerinde restorasyon tasarımı yapılmıştır. Seramik blokların frezelenmesiyle inley restorasyon üretilmiştir. Bu şekilde tek seansta restorasyon üretmek mümkün hale getirilmiştir.<sup>30</sup> Sistem, bilgisayar destekli CERamic REConstruction olarak ifade edilmiş ve günümüzde bilinen adıyla CEREC (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics) sistemi piyasaya sunulmuştur.<sup>31</sup>

Diğer bir CAD/CAM sistemi de Anderson'un geliştirdiği Procera sistemidir.<sup>32</sup> 1980'li yıllarda titanyumun hassas dökümünün zor olması nedeniyle spark erozyonla titanyum kopinglerin üretilmesi ve CAD/CAM sistemiyle restorasyonların üretilmesinde yararlanılmıştır.<sup>33</sup> İleriki yıllarda bu sistem dünyada yaygın kullanılan ve internet ağıyla birbirine bağlı bir üretim merkezi haline gelmiştir.

CAD/CAM sistemlerinin gelişimi, teknolojik ilerlemeler sayesinde devam etmektedir. Günümüzde piyasada birçok seçenek bulunmasına rağmen, uluslararası kabul edilen bir standart oluşturulamamıştır. Şimdiye kadar yayınlanan tek ISO standardı laboratuvara dayalı CAD/CAM tarayıcılarıyla alakalıdır.<sup>34</sup>

Günümüzde yaygın olarak kullanılan CAD/CAM sistemlerine ait bilgiler Tablo 2.1'de verilmiştir.

**Tablo 2.1.** Yaygın Olarak Kullanılan CAD/CAM Sistemleri<sup>35</sup>

Yıl	Bilim Adamı/Sistemler	Yer/Şirket
1970ler	Duret ve Preston	Güney Kalifornia Üni, ABD
1984	Sopha sistem	Sopha biokonsept, Fransa
1980ler	Mörmann ve Brandestini	Zürih Üniversitesi, İsviçre
1987	Cerec 1	Sirona Dental Sistem, Almanya
1989	Precident	DCD Dental, Almanya
1993	Procera	Nobel Biocare, ABD
1994	Cerec 2	Sirona Dental Sistem, Almanya
2000	Cerec 3	Sirona Dental Sistem, Almanya
2001	Cerec In lab	Sirona Dental Sistem, Almanya
2001	Cercon	Degudent, Almanya
2002	Everest	Kavo Dental, ABD
2002	Lava	3M ESPE, ABD
2008	E4D	Planmeca, ABD

CAD/CAM sistemleri; inley, onley, bölümlü kuron, tam kuron ve köprü sistemleri, laminate veneer, implant cerrahisinde kullanılan cerrahi rehber, bölümlü protezlerin iskelet yapılarının tasarlanıp üretilmesi gibi geniş endikasyon alanı içerirler. Bu sistemlerden ayrıca implant destekli protezlerde dayanak olarak yararlanılabılırken, çene yüz protezlerinin hazırlanmasında, kuron-köprü ve hibrit protezlerin alt yapı tasarımı ve üretiminde de faydalanılmaktadır.<sup>36</sup>

### **2.2.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları**

Kuron ve köprü protezlerinin üretiminde CAD/CAM teknolojisinin avantajları; yeni materyal uygulanması, maliyet etkinliği, iş gücünün azaltılması ve kalite kontrolü olarak sıralanabilmektedir.<sup>28</sup> CAD/CAM sistemleri sayesinde çalışma yöntemlerinin basitleştirilmesinin yanında daha yeni ve üstün materyallerin kullanılması da mümkün kılınmıştır.<sup>37</sup> Konvansiyonel ölçü alma yöntemlerinin dezavantajları elimine edilerek, doğal diş formuna sahip ve daha uyumlu restorasyonların üretimine imkan sağlanmıştır.



Hem hekimler hem de hastalar için zaman tasarrufu sağlanmış, bu şekilde daha iyi marjinal kenar uyumu ve mekanik direnç sağlayan, yüzey kalitesi daha yüksek olan estetik restorasyonların çok daha kısa bir sürede üretilmesine imkan sağlanmıştır.<sup>38</sup> CAD/CAM, laboratuvar açısından bakıldığında da oldukça avantajlıdır. Daha kısa sürede yüksek kaliteli, otomatik ve standardize üretim sağlamaktadır. CAD/CAM sistemleri teknik hataları en aza indirmektedir. Ayrıca indirekt restorasyon üretim aşamasında gerçekleştirilecek çapraz enfeksiyon tehlikesini azaltmaktadır.<sup>39</sup> Tek seansta yapılabilmesi, zaman kazandırmasının yanı sıra, geçici restorasyon ihtiyacını ortadan kaldırarak maliyet etkinliği de sağlamaktadır.<sup>40</sup>

### **2.2.3. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları**

CAD/CAM sistemleri, teknolojinin bu denli hızlı gelişimine rağmen hala yüksek maliyetli sistemlerdir. Monokromatik bloklardaki beklenen estetik görünüme ulaşamaması sorunu renk çeşitliliğindeki artış ile ortadan kaldırılmıştır. Subgingival basamakların dijital ölçüsünün alınması da çeşitli zorluklar oluşturmaktadır. Bu durum iyi bir retraksiyon yapılması zorunluluğunu ortaya çıkarmaktadır.<sup>38</sup>

### **2.2.4. CAD/CAM Bileşenleri**

Sistem, temelde 3 bileşenden oluşmaktadır.<sup>41</sup>

- I. Tarayıcı: Preparasyon intraoral ya da ekstraoral taranarak, verilerin toplanmasını sağlar.
- II. Veri işlenmesi ve tasarım: Restorasyonun bilgisayarda 3 boyutlu (3D) planlanması ve tasarımıdır (CAD).
- III. Üretim sistemi: Sanal olarak hazırlanan restorasyonun üretiminin gerçekleştirilmesidir (CAM).

#### **2.2.4.1. Veri Toplanması**

Sistemde bilgi toplayan kısımdır. Prepare edilen diş, oklüzal ilişki ve komşu diş ilişkileri intraoral ve ekstraoral olarak taranır.<sup>42</sup> Dental CAD/CAM sistemlerinde veri toplanması işlemi, farklı tekniklerle çalışan cihazlar aracılığıyla gerçekleştirilebilir. Optik ve mekanik tarayıcı olarak 2 farklı görüntüleme seçeneği vardır. Triangulasyon prosedürüyle üç boyutlu olarak yapıların görüntüsü oluşturulmaktadır.<sup>41</sup>

CAD/CAM sistemlerinin bazılarında veri toplamak için geliştirilmiş, ağızdan optik sensörler veya lazer ışınlarıyla görüntü alan ağız içi kameralar bulunur. Önceki yıllarda bu cihazlarla ölçü almak, sistemin hassasiyeti açısından sorgulansa da, günümüzde bu tekniğin güvenilirliği daha da artmıştır.<sup>43</sup> Hızlı ve yüksek çözünürlüğe sahip veri elde edebilen optik tarayıcıların birçoğu harekete duyarlıdır ve bu sebeple hastanın en ufak hareketi bile distorsiyonların oluşmasına neden olmaktadır.<sup>44</sup>

Mekanik tarayıcılar pin, iğne ve küre biçimindeki uç sayesinde alçı model üzerinden mekanik tarama yapmaktadır. Bu sayede modelin üç boyutlu ölçümü yapılabilmektedir. Bu yöntem çok daha yüksek doğruluğa sahip olsa da daha karmaşık ve pahalıdır.<sup>41</sup>

Başka bir grup CAD/CAM sistemiye veri toplama işlemini, geleneksel tekniklerle yani ölçü aşaması sonrası elde edilen alçı modelin taranması ile gerçekleştirmektedir. Alçı modellerin taranma işlemleri, bazı CAD/CAM sistemlerinde mekanik tarayıcılarla, bazı CAD/CAM sistemlerindeyse optik sensör veya lazer ışınları ile görüntü alabilen tarayıcılarla gerçekleştirilmektedir.<sup>42</sup>

#### **2.2.4.2. Restorasyonun Tasarımının Yapılması**

Dental CAD/CAM sistemlerinde, tarama ve üç boyutlu veri toplama prosedürleri tamamlandıktan sonra restorasyonun tasarımı yapılmaktadır. Tasarım için tüm CAD/CAM sistemlerinin kendine özgü bir yazılımı vardır. Bu özel yazılımlar sayesinde

alınan görüntüler tüm yönlerden üç boyutlu incelenir. Restorasyonun kenar sınırları belirlenerek, oluşturulan restorasyonun pozisyonu, ekvator bölgesi ve eğimi gibi birçok özelliği bu yazılımlarla düzenlenmektedir. Böylece kişiye özel hazırlanan restorasyon, üretim aşamasına hazır hale getirilmektedir.

#### **2.2.4.3. Restorasyonun Üretimine Yapılması**

CAD/CAM sistemlerinde, restorasyon üretim teknikleri için genelde iki yöneme başvurulmaktadır. Bunların birincisi geçmişten günümüze kullanılan, prefabrike blokların frezler ve diskler ile aşındırılmasıyla oluşturulan konvansiyonel aşındırma metodudur. Bu metoda "eksiltme yöntemi" de denilmektedir. Bu metotta restorasyon net bir şekilde elde edilebilse de, materyalin büyük bir kısmı kullanılmadan atılmaktadır.<sup>45</sup>

Milleme eksenine bağlı üç kategoride freze cihazı bulunmaktadır.<sup>41</sup>

- 3 eksenli frezeleme cihazı; 3 uzaysal düzlemde (X-, Y- ve Z-) hareket derecelerine sahiptir. Buna bağlı olarak hesaplama durumu minimaldir. Alt bölümlerin frezenlenmesi, eksenle yaklaşma ve uzaklaşma mümkün değildir. Dental bölgede bu tip cihazlar iç ve dış işleme anında bileşeni 180° döndürebilir. Kısa frezeleme süresi ve 3 eksen sebebiyle basitleştirilmiş kontrol avantajına sahiptirler. Örnekler: Inlab (Sirona, Almanya), Lava (3M ESPE, Almanya), Cercon brain (DeguDent, ABD).
- 4 eksenli frezeleme cihazında; 3 uzaysal eksen ve 1 rotasyonel gerilim köprüsü bulunur. Bu cihaz sayesinde geniş bir dikey yükseklik mesafesine sahip köprüler, normal kalıp boyutlarında ayarlanabilir ve bu şekilde malzeme ve frezeleme süresinden tasarruf edilebilir. Örnek: Zeno (Wieland-Imes, Almanya)
- 5 eksenli frezeleme cihazı; 3 uzaysal eksen, rotasyonel gerilim köprüsü ile frezeleme milinin rotasyonuna sahiptir. Bu cihaz ile karmaşık yapıların alt

bölümleri frezelenabilir ve yakınlaşmalar gerçekleştirilebilir. Örnek: Everest Engine (KaVo, Almanya).

Milling işleminin iki türü vardır:

- I. Kuru işlem: Düşük ön sinterleme derecesi olan zirkonyum oksit bloklar için kullanılır.
- II. Islak işlem: Milleme frezleri, özellikle tüm metal ve cam seramik malzemeleri ısı hasarına karşı korumak amacıyla soğuk sıvı spreyiyle kullanılmaktadır.<sup>41</sup>

CAD/CAM materyalleri farklı yoğunluk aşamalarında işlenebilir:

- Yeşil durum işlemi: Bloklar ısı işleme tabi tutulmamışsa ve ön sinterleme işleminin olmadığı durumlarda gerçekleşir. Materyal yumuşak ve karbit frezler ile işlenmesi kolay olduğu için soğutma gerekmez. Bu işlemdeki problem, materyalin düşük kararlılık göstermesi ve fırınlama sonrasında %5 lineer büzölmeye sebep olan açık gözenekli durumudur. Zirkonyum oksitlere yeşil durum işlemi uygulanmaz.
- Beyaz durum işlemi: Blok ısı ile muamele edildiğinde ve öncesinde sinterlenmiş olduğunda gerçekleşir. Bu yüzden daha fazla kararlılık gösterir ve büzölmenin %5'i önceden sinterleme sebebiyle gerçekleşmiştir. CAD/CAM materyalleri karbit frezler ile soğutma olmadan, elmas frezlerle ise soğutmayla frezelenebilir.<sup>41</sup>

CAM üretiminden sonra elle yapılabilecek düzeltmeler cila, polisaj ve renklendirme işlemleri ise teknisyen tarafından yapılmaktadır.<sup>44</sup>

Bir diğer üretim metodu ise eksiltme yöntemiyle gerçekleşen malzeme kaybını önlemek için geliştirilen, günümüzde hızlı prototipleme olarak ifade edilen "ekleme yöntemi" dental CAD/CAM sistemlerine uyarlanmıştır. Bunun için tasarlanmış özel

cihazlarda, seramik veya metal tozları, restorasyonu oluşturacak şekilde üst üste tabakalanır ve sinterlenir. Yöntemin en büyük avantajları kesici alete ihtiyaç duyulmaması ve materyal israfının önlenmesidir.<sup>46</sup>

### **2.2.5. CAD/CAM Üretim Şekilleri**

CAD/CAM sistemleri üretim yöntemlerine göre 3 gruba ayrılırlar.<sup>47</sup>

#### **2.2.5.1. Direkt Klinikte Kullanılan Sistemler**

Bu üretim sisteminde bütün sistem bileşenleri klinikte bulunmaktadır. Ağız içinde gerçekleştirilen tarama, verilerin işlenmesi ve üretim aşamaları klinikte gerçekleşir. Bu grupta bulunanlar CEREC ve E4D Dentist sistemleridir.<sup>47</sup>

#### **2.2.5.2. Laboratuvarda Kullanılan Sistemler**

Bu sistemde iş akışı, diş hekimi ile laboratuvar arasındaki geleneksel iletişim yöntemine benzerdir. Alçı modelden ya da ölçüden tarama yapılır. Tasarım ve üretim için kullanılacak bütün CAD/CAM ekipmanları laboratuvarda bulunur. Ana döküm taraması, 3 boyutlu tasarım ve frezeleme uzaktan gerçekleştirilir. Bu sistemlerin çoğunda altyapı üretilir ve teknisyen restorasyonu karakterize edebilmek amacıyla üzerine porselen ilave eder. CEREC inLab, Zeno Tec, Cercon, Everest, DCS Preci-fit sistemleri bu gruptadırlar.<sup>47</sup>

#### **2.2.5.3. Üretim Merkezli CAD/CAM Sistemleri**

Bu tür sistemlerde hem tarayıcı hem de yazılım dişhekimliği kliniğindedir. Görüntüleme ve tasarım diş hekiminin kontrolü altında gerçekleşir. Veriler, internet aracılığıyla ana üretim merkezine gönderilir. Altyapısı hazırlanan restorasyon, porselen ilavesi için laboratuvara geri gönderilir. Tüm altyapıların aynı merkezde üretilmesiyle optimal kalite kontrolü sağlanır. Tam ark restorasyonların üretilmesi amacıyla merkezi CAD/CAM sistemleri kullanılabilir. Procera ve Lava sistemleri böyle çalışmaktadır.<sup>39</sup>

Bu teknoloji ile yüksek kalitede ve az hatalı restorasyonlar yapmak mümkündür. Aynı zamanda kullanılan diğer tekniklere göre, daha az laboratuvar çalışması ve daha az maliyet gerektirir.<sup>48</sup>

### **2.2.6. CAD/CAM Daimi Restorasyon Materyalleri**

Konvansiyonel olarak üretilen restorasyonlarda kırılğan olan dental seramikler güçlü metal altyapılar ile desteklenmiştir. CAD/CAM teknolojilerindeki ilerlemelere paralel olarak monolitik materyaller diş hekimliğine sunulmuştur. Üretici firmalar çeşitli yapısal ve fiziksel özelliklerdeki blok materyalleri restorasyon tipi ve konumu, hasta beklentisi, hastanın sosyo ekonomik durumu ve hekimlerin tercihlerine göre geliştirmeye çalışmışlardır. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan farklı blok materyalleri aşağıda belirtilmiştir.<sup>49</sup>

#### 1- Cam Seramikler

- Feldspatik cam seramikler
- Lösitle güçlendirilen cam seramikler
- Lityum disilikat cam seramikler

#### 2- Zirkonyum Oksit Seramikler

#### 3- Zirkonya ile Güçlendiren Seramikler

#### 4- Rezin İçerikli CAD/CAM Bloklar

- Dağınık Doldurucular
- Polimer İnfiltrasyon Seramik Ağ Yapılı Materyaller (PICN)

### **2.2.6.1. Cam Seramikler**

#### **2.2.6.1.1. Feldspatik Cam Seramikler**

Feldspatik seramikler, feldspatın 1150°C'de fırınlanması ile oluşturulan hacimsel olarak yaklaşık %5-25 oranında düşük ya da orta derecede kristalin lösit doldurucu ( $K_2OAl_2O_34SiO_2$ ) barındıran silika esaslı seramiklerdir.<sup>50</sup> Yüksek cam içeriği, doğal diş

yapısına benzeyen mükemmel estetik özelliklere imkan tanımaktadır.<sup>51</sup> Lösit parçacıkları, yüksek translüsent özellik vermek, termal genişleme katsayısını değiştirmek, çatlak yayılımını önlemek ve malzeme dayanıklılığını artırmak amacıyla kullanılır. Orjinal feldspatik seramikler, gelişigüzel dağılım gösteren ve iri boyutlu lösit parçacıklarına sahiptir, bu durum malzemenin 70-100 MPa değerlerinde düşük direncine sebep olmaktadır.<sup>52</sup> Bu nedenle, toz/sıvı formu daha çok metal-seramik restorasyonlarda veneer materyali olarak kullanılmaktadır.<sup>50</sup>

### **CEREC Blocs**

CEREC Blocs inley, onley, veneer ve tam kuronlarda kullanılabilir. Yüksek estetik özelliği, iyi cilalanabilmeleri, karşıt dişlerde aşınmaya sebep olmamaları avantajları olarak sayılabilir. Zirkonyum altyapılara üstyapı şeklinde eklenerek köprülerde de kullanılabilirler. Fakat kırılma dirençleri 120 MPa civarında olduğundan tek başlarına köprülerde kullanılmazlar.

### **Vita Mark I**

İlk Vita Mark I blokları (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) Sirona CAD/CAM sistemi (Sirona Dental System, Bensheim, Almanya) için 1985 yılında geliştirilmiştir. Bu materyal, yaklaşık 120 MPa'lık bükülme direncine sahiptir. İnley, onley ve veneerlerin üretimi için tasarlanmıştır.<sup>53</sup>

### **Vita Mark II**

Hacimce %30 ince taneli (10-20 µm) ve homojen parçacıklar içeren Vita Mark II blokları (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) 1991 yılında geliştirilmiştir.<sup>50</sup> Vita Mark II restorasyonlar, ince kristal mikro yapıları ve CAD/CAM üretim tekniğiyle mineye yakın aşınma özelliği göstermiştir.<sup>54</sup> Üretici firmalar tarafından Vita Mark II'nin bükülme dayanımı 150 MPa olarak verildiğinden inley, onley, monolitik anterior kuron

ile veneerlerde rahatlıkla kullanılabilirler.<sup>55</sup> Aynı zamanda adeziv simantasyonda mikro mekanik tutuculuk için hidroflorik asitle asitlenebilirler.<sup>56</sup>

### **TriLuxe, TriLuxe Forte, Vitablocs RealLife**

Monokromatik, dikromatik ve polikromatik olarak farklı renk seçenekleri sunan bloklar mevcuttur. Monokromatik blokların tek renk olmaları estetik açıdan dezavantajdır. Bu sebeple dikromatik ve polikromatik bloklar (TriLuxe, TriLuxe Forte) geliştirilmiştir.<sup>57</sup> Vitablocs Triluxe (Vita, BadSäckingen, Almanya) bloklarıysa hepsi farklı yoğunlukta üç tabakadan oluşmaktadır. Doğal diş yapısına uygun yüksek kroma ve düşük translusens özellikte kole kısmı ile düşük kroma ve yüksek translusens özellikteki mine tabakalarından oluşmaktadır. Estetik beklentileri karşılayabilecek uygun restorasyonlar yapılabilmektedir. Dört farklı tabaka barındıran Vitablocs Triluxe forte (Vita, BadSäckingen, Almanya) blokları da vardır. Polikromatik bloklar çeşitli renk doygunluğu ve ışık geçirgenlikleri sayesinde Vitablocs RealLife (Vita, BadSäckingen, Almanya) blokları anterior bölgedeki estetik restorasyonlarda doğal dişleri taklit edebilme özellikleriyle kullanılmaktadır.<sup>58</sup>

### **2.2.6.1.2. Silikat Cam Seramikler**

#### **CerecBlocs C In**

CerecBlocs C In blokları (Sirona, NY, ABD) CEREC CAD/CAM sistemiyle işlenebilen silikat seramik bloklardır. Düşük yoğunlukta ve yüksek translusenside mine tabakasıyla daha az translusent ve yoğun pigmentasyon içeren dentin tabakası olarak iki tabakadan oluşmaktadır. 120 MPa civarında düşük dayanıklılığı sebebiyle köprü restorasyonlarında kullanım endikasyonu yoktur.<sup>59</sup> Yüksek kromatik dentin ve translüsent mine aynı blokta bulunur. Bilgisayar yazılımıyla restorasyon, milleden işleminden önce blok içinde istenen yere yerleştirilir. Bu sayede ileri derecede estetik



sağlanmış olur. Üretici anterior kuronlarda ve veneer yapımında kullanımını önermektedir.<sup>38</sup>

### **2.2.6.1.3. Lösitle Güçlendirilen Cam Seramikler**

Lösitle güçlendirilmiş seramikteki matriks, alüminyum silikat cam temeline dayanır. Lösit kristal hacmi %35-45 arasında yüksek oranda cam seramiği güçlendirmek ve biyomekanik özelliklerini iyileştirmek için kullanılır.<sup>60</sup> Ek lösit doldurucu ilavesiyle 105-120 MPa'ya ulaşmak için cam seramiğinin bükülme dayanımını artırabilir.<sup>61</sup> Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler son derece translusenttir.<sup>62</sup> 1968 yılında lösitle güçlendirilmiş seramikler, metal-seramik veneer yapımı için toz/sıvı formunda VITA VMK 68 seramiği (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ticari adıyla tanıtılmıştır.<sup>63</sup>

### **IPS Empress**

Toz/sıvı seramiğinin mikro porözite ve büzülme gibi dezavantajlarını ortadan kaldırmak için, 1990'da IPS Empress seramiği (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) piyasaya sürülmüş ve en yaygın kullanılan lösitle güçlendirilen preslenebilir seramik olarak literatüre girmiştir.<sup>50</sup> Çeşitli tonlarda üretilmiş seramik ingotlar ısı (1050-1080°C) ve basınç altında (0.3-0.4 MPa) preslenebilirler.<sup>64</sup> Seramik mikroyapısı, 1-5 µm boyutunda, camsı bir matrikste düzgün dağılmış lösit kristallerinden oluşur. İnce lösit kristalleri ve ısıyla presleme, 160-180 MPa'lık artmış materyal bükülme dayanımına katkı sağlamıştır.<sup>65</sup> Bu seramik materyal, inley, onley, veneer ve anterior dişlerdeki kuron restorasyonları için endikedir.<sup>66</sup>

### **IPS Empress CAD**

IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), IPS Empress seramiklerin CAD/CAM ile işlenebilen sürümüdür. 160 MPa'lık bükülme direnci ile 2006 yılında piyasaya sunulmuştur. Veneer, inley, onley ve anterior kuron restorasyonlar için

klirikte ya da laboratuvarıda CEREC sistemlerinde kullanılmak için tasarlanmıştır. IPS Empress CAD bloklarda yüksek ve düşük translüsensi olarak iki seçenek vardır. Blokların polikromatik olanları da mevcuttur (IPS Empress CAD Multiblocs). Bu bloklar doğal renk tonu ve insizal alanda floresans geçiş özelliklerine sahiptir.<sup>50</sup>

#### **2.2.6.1.4. Lityum Disilikat Cam Seramikler**

Anterior üç üye tam seramik köprüler üretilemek için lityum disilikat ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) temelli bir cam seramik geliştirilmiş ve kısmen kristalize durumdadır. 4  $\mu\text{m}$ 'lik uzunluk ve 0.5  $\mu\text{m}$ 'lik çapa sahip, hacimce %70 oranında yoğun şekilde düzenlenmiş lityum disilikat kristalleri cam matrikste düzgün şekilde dağıtılır.<sup>67</sup> Birbiri içine geçen kenetlenmiş yapı, çatlağın yayılmasına engel olur ve lityum disilikat seramiğin bükülme dayanımını 300-400 MPa'ya çıkartarak lösit ilaveli cam seramikten iki kat daha fazla direnç göstermesini sağlar.<sup>68</sup> Lityum disilikat kristalleri cam matriksle karşılaştırılabilir kırılma indisine sahiptir, bu özellik yüksek kristal içeriğe sahip bu seramik tipine translüsent özellik vermektedir. 1998'de Ivoclar Vivadent, yaklaşık 920°C'de presleme tekniği kullanılarak ingot formuyla ilk lityum disilikat seramiği (IPS Empress II, Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) piyasaya sunmuştur.<sup>50</sup>

#### **IPS e.max Press**

IPS e.max Press'in (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) tanıtılmasıyla lityum disilikat seramiğin hem fiziksel hem de translüsent özelliklerinde daha da artış sağlanmıştır. Preslenebilir ingotlar yüksek ve orta opasite, düşük ve yüksek translüsensi gibi farklı opasitelerde bulunurlar. Bu materyal, monolitik inley, onley, posterior kuronların üretimi ve anterior üç üyeli köprüler için kor olarak önerilmektedir.<sup>69</sup>

#### **IPS e.max CAD**

Restorasyonların CAD/CAM üretimleri yaygınlaştığından, lityum disilikat cam seramikten üretim yapmak amacıyla 2005 senesinde IPS e.max CAD (Ivoclar, Schaan,

Lihtenştayn) bloklar piyasaya sunulmuştur. CAD/CAM, zamandan ve masraftan tasarruf etmenin yanında restorasyonun tekrarlanabilirliğini artırma avantajlarını sağlar. IPS e.max CAD, %40 lityum meta-silikat ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ) kristallerden oluşan, kristal boyutları 0.5  $\mu\text{m}$  olan kısmen kristalize bir materyal olup, malzemenin kolay öğütülmesine imkan tanımaktadır. Seramik, ilave renklendiricilerin miktarına göre bu fazda mavi renktedir. Kısmi kristalizasyonda amaç frezeleme işleminin kolaylığını sağlamanın yanı sıra çatlak oluşumunu önleyerek seramiğe yeterli direnci sağlamaktır.<sup>70</sup> Materyalin bu aşamadaki direnci 130-150 MPa'dır. Mavi fazdaki bloklar, iki aşamalı kristalizasyona maruz kalırlar. Üretici verilerine göre, tümüyle kristalleşmiş IPS e.max CAD materyalinin bükülme direnci yaklaşık 360 MPa'dır.<sup>71</sup> Lityum disilikat seramiklerde %0.2 oranda görülen büzülme miktarı marjinal, proksimal ve oklüzal uyumu etkilememektedir.<sup>72</sup> Cam seramik bu aşamada hacimce %70 lityum disilikat kristalleri içermektedir.<sup>73</sup> Estetik açıdan lityum disilikat endikasyonlarına göre farklı translusensiye sahiptir. Yüksek translusens bloklarda (HT), çevre doku renklerini absorbe etme özelliği (bukelemon efekti) vardır. Düşük translusensili (LT) bloklar farklı renk seçenekleriyle tam anatomik restorasyon yapımında kullanılmaktadır. Orta translusensi gösteren (MT) bloklarsa çoğunlukla renklenmiş dişlerde tercih edilirler. Materyalin kullanım alanı, yalnızca monolitik inley, onley, tek kuron ve anterior köprüler yapmak değil, aynı zamanda geleneksel ya da adeziv simantasyonla kısa boşluklu posterior köprüler için de tanımlanmıştır.<sup>68</sup>

#### **2.2.6.2. Zirkonyum Oksit Seramikler**

Saf zirkonyum polimorfiktir ve farklı sıcaklıkta 3 kristalografik faz sergiler; 1.'si kübik faz 2680°C'den 2370°C'ye sabittir, 2.'si tetragonal faz 2370°C'den 1170°C'ye kadar kararlıdır ve 3.'sü ise monoklinik faz 1170°C'den oda sıcaklığına kadar stabildir.<sup>74</sup> Bu dönüşüm önemli hacim artışıyla (%4) ilişkilidir ve şiddetli çatlamaya sebep olabilecek

yüksek iç stresler oluşturmaktadır.<sup>75</sup> Saf zirkonyaya kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO) ya da yitrium oksit (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) gibi minör komponentlerin eklenmesi, oda sıcaklığında kısmen stabilize zirkonya şeklinde bilinen çok fazlı materyalin oluşumunu sağlamaktadır.<sup>76</sup> İnce tanecikli mikroyapısı (0.2-0.5 µm) ve biyouyumlulukları sayesinde<sup>77</sup>, biyomedikal uygulamalarda zirkonyanın en yaygın kullanılan formu yttrium-stabilize zirkonyadır (Y-TZP).<sup>78</sup>

Son yıllarda, cam seramik veneerlerdeki gibi chipping hatalarını engellemek için, yüksek kuvvet gelen posterior dişlerde kullanmak için monolitik zirkonya seramik restorasyonları piyasaya sunulmuştur. Lava all-Zirconia (3M ESPE, Seefeld, Almanya), Zircon Zahn (Zirconzahn GMBH, Bruneck, İtalya), Incoris TZI ve BruxZir Solid Zirconia (Gildewell laboratuvarları, California, ABD) piyasaya tam zirkonya monolitik restorasyonlar olarak sunulmuştur. Parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda ya da sınırlı oklüzal alanlı vakalarda posterior kuron üretimi için kullanımları önerilmektedir. Bununla beraber, zirkonya yüksek değerli ve beyaz opak bir materyal olduğu için, şekillendirilen restorasyon, sinterlemeden önce boyanır. Monolitik zirkonyanın düşük estetik özellikleri nedeniyle şimdilik kullanımları posterior alanlarla sınırlıdır.<sup>79</sup> Monolitik zirkonların yüksek sertlikleri nedeniyle, antagonist aşınması, in vitro çalışmalarla kapsamlı bir şekilde incelenmiştir.<sup>80</sup> Altyapı malzemesi olarak kullanılabilirler gibi, üstyapı porseleni kullanılmadan tek parça olarak da kullanılabilirler. İnteroklüzal mesafe yetersiz olduğunda, restorasyon 0.3 mm'ye kadar inceltilmektedir. Sinterleme sonrası direnci 900 MPa'dır. Fakat bu restorasyonlarda sinterleme sonrasında aşındırma işleminden kaçınmak gerekir.<sup>81</sup>

### **2.2.6.3. Zirkonya ile Güçlendiren Seramikler**

#### **Vita Suprinity, VitaSuprinity FC**

Zirkonya ile güçlendirilen seramiklerde cam seramiğin optik özellikleriyle zirkonyanın olumlu mekanik özellikleri birleştirilmiştir (Suprinity, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya ve Celtra Duo, Dentsply, ABD). Zirkonya ile güçlendirilen seramik (Vita Suprinity), içerisinde %8-12 oranında  $ZrO_2$  bulunur. Lityum silikat ile zirkonyum içeren cam seramik kombinasyonu güncel bir materyaldir. Vita Suprinity prekristalize formdadır. Tamamen kristalize olmuş formu VitaSuprinity FC 'dir. HT ve T (transludent) seçenekleri olan bu materyal tamamen kristalize olmasına karşın kolaylıkla frezelenabilmektedir.<sup>82</sup>

#### **Cetra Duo**

Cetra Duo (Dentstplay, ABD) %10 oranında zirkonyum dioksit içeriği olan lityum disilikat bloklardır. Zirkonyum oksit içeren blokların opak özelliklerine rağmen materyal yüksek translusensidedir. İnleyleyler için HT bloklar ve kuron yapımı için LT bloklar olmak üzere iki seçeneği vardır.<sup>59</sup> İnce kristalin yapısı 0.5  $\mu m$  boyutunda ve homojen dağılmıştır. Frezeleme sonrasında 210 MPa'lık bir bükülme direncine sahiptir. Boyanma ve glaze fırınlanması sonrasında malzemenin bükülme direnci 420 MPa'ya kadar çıkabilmektedir. Bu monolitik CAD/CAM bloklar inley, onley, veneer, anterior ve posterior kuron üretiminde kullanılırlar. Celtra Duo restorasyonları adeziv olarak simante edilebilmektedir.<sup>83</sup>

### **2.2.6.4. Rezin İçerikli CAD/CAM Bloklar**

Restorasyonlar için mevcut CAD/CAM malzemeleri arasında cam seramikler, rezin kompozitler, alüminyum oksit, zirkonya ve titanyum bulunur.<sup>30</sup> Klinisyenlerin CAD/CAM sistemleri kullanarak restorasyonları üretme konusundaki ilgileri dünya çapında artmaya devam etmekte ve hem klinisyenlerden hem de hastalardan gelen

metalik olmayan restorasyonlara olan talep, araştırmacıları alternatif materyaller aramaya teşvik etmektedir.<sup>84</sup>

Mevcut rezin kompozit teknolojisinde nanoparçacık dolgu maddelerinin geliştirilmesi ile önemli ölçüde ilerleme kaydedilmiştir.<sup>85</sup> Nano dolgulu rezin kompozitlerin iyi mekanik özellikler,<sup>86</sup> geliştirilmiş yüzey özellikleri ve estetik,<sup>87</sup> daha iyi parlaklık tutma,<sup>88</sup> azalmış polimerizasyon büzülmesi<sup>89</sup> ve daha az aşınma<sup>90</sup> sergiledikleri bildirilmiştir. Resin kompozit teknolojisinin geliştirilmesi ile birlikte, klinik kullanım için nanoparçacık dolgu maddelerini de içeren CAD/CAM resin kompozitleri de tanıtılmıştır.<sup>91</sup> CAD/CAM resin kompozitleri, yüksek basınç ve sıcaklık polimerizasyonu ile üretilir, bu da onlara inleylerden tek kuron restorasyonlarına kadar olan malzemeler için daha uygun hale getirebilecek gelişmiş fiziksel özellikler sağlar.<sup>92</sup> Ayrıca, CAD/CAM resin kompozitlerden üretilen restorasyonlar CAD/CAM seramiklerinden üretilen restorasyonlardan daha kolay üretilirler ve tamir edilebilirler.<sup>93</sup> Bununla birlikte, CAD/CAM resin kompozitleri üzerinde, fiziksel özelliklerinin değerlendirmesine duyulan ihtiyaç için sınırlı sayıda bağımsız araştırma bulunmaktadır. Eğilme özellikleri ve simüle edilmiş aşınma gibi parametrelerin ölçümü, simüle edilmiş oklüzal yükler altında CAD/CAM resin kompozitlerinin dinamik davranışına yeni bir bakış açısı sağlayacaktır.<sup>94</sup>

Günümüzde kompozit resinlerin özelliklerindeki gelişmelerle birlikte materyallerin çeşitliliği artmıştır. CAD/CAM bloklarla ilgili son gelişmeler polimerizasyon şekli, mikro yapısı ve farklı içerikleriyle ilişkilidir.<sup>95</sup> Güncel materyallere resin nano seramik, hibrit seramik, resin matris seramik, çift ağ materyaller, seramik destekli ara penetre fazlı kompozitler ya da polimer infiltre seramik ağı (PICN) şeklinde çeşitli adlandırmalar yapılmaktadır.<sup>96</sup> İndirekt kompozitlerin temel özellikleri ve farklılaşan en önemli karakteristikleri; üretim sürecinin türü (indirekt ya da CAD/CAM

bloklar), mikro yapısı (dağılmış doldurucular ya da PICN), polimerizasyon şekli (ışık, yüksek sıcaklık ya da yüksek sıcaklık ve basınç), rezin matris içeriği, doldurucu boyutu ve hacim içeriğiyle ilişkilidir.<sup>97</sup>

CAD/CAM rezin bloklar yapılarına göre, 2 alt gruba ayrılırlar; dağılık doldurucular ve polimer infiltre seramik ağ materyalleri (PICN).<sup>97</sup>

**Tablo 2.2.** Rezin İçerikli CAD/CAM Blokların Özellikleri<sup>92</sup>

Mikroyapı	Polimerizasyon Şekli	Materyal	Üretici	Doldurucular	Matriks
Dağılmış doldurucular	Işıkla	Paradigm MZ100 Block	3M ESPE	Silika (0.6µm) + zirkonya (0.6µm) (hacim %85)	BİSGMA+ TEGDMA
		Cerasmart	GC	silika esaslı cam + silika (20-100 nm) (ağırlıkça %71)	UDMA + diğer DMA
	Yüksek basınç	Lava Ultimate	3M ESPE	Silika (20 nm) + zirkonya (4-11 nm) + zirkonya-silika cluster(%0.6-10µm) (ağırlıkça %79)	UDMA
		Shofu Block HC	Shofu	Silika esaslı cam + silika (ağırlıkça %61)	UDMA + TEGDMA
PICN	Yüksek sıcaklık/Yüksek basınç	Vita Enamic	Vita Zahnfabrik	Sinterlenmiş cam-seramik ağı (ağırlıkça %86, hacimce %75)	UDMA + TEGDMA

CAD/CAM blokların gelişmesiyle beraber indirekt kompozitlerin kullanım oranı azalmıştır. İndirekt üretilen materyallerle karşılaştırıldığında CAD/CAM materyallerin üretiminde kullanılan bilgisayar destekli süreçlerle blokların homojenitesi artmış, porözitesi azalmış ve böylece doldurucu hacim içeriğinin artışı sağlanmıştır.<sup>98</sup> Yeni CAD/CAM bloklardan hiçbiri bisfeneol a glisidil metakrilat (Bis-GMA) içermez ve uzun süreli ışıkla polimerizasyon süreci görülmemektedir. Polimerizasyon, yüksek sıcaklık (>100°C) ve yüksek basınç (>150 MPa) şeklinde oluşturulur.

#### **2.2.6.4.1. Dağınmk Doldurucular**

##### **Paradigm MZ100**

Paradigm MZ100 (3M ESPE, Almanya) 2010 senesinde bulunan ve piyasaya ilk sunulan CAD/CAM kompozit blok materyalidir. Bis-GMA (Bisfenol-A-glisidil 3metakrilat) ve TEGDMA (Trietilen Glikol Dimetakrilat) matriks içinde %85 hacminde zirkon-silika doldurucular içerir ve içeriği aynı üreticinin Z100 direkt kompozitiyle benzerdir.<sup>99</sup>

##### **Lava Ultimate**

Lava Ultimate (3M ESPE, Almanya) nano seramik olarak piyasaya sunulmuştur. %79 ağırlığında dağınmk ya da birleşik partiküllerle birlikte zirkon-silika doldurucular içerir. Matriks içindeki önemli gelişmeler foto polimerizasyonundan daha çok ısıyla polimerize edilmesi ve matriksteki UDMA (Üretan Dimetakrilat) monomer içeriğinden kaynaklanır. UDMA'nın, Bis-GMA'dan farkı çift bağı yüksek konsantrasyonda, çapraz bağlar ile yüksek dönüşüm derecesi gösteren bir monomer olmasıdır.<sup>100</sup> Işıkla aktivasyonu gerçekleşen UDMA, Bis-GMA dan daha az su emilimi ve çözünürlük göstermektedir. Böylece materyal özelliklerinin değişimi engellenmektedir. Bu materyalden elde edilen restorasyonlara, metakrilat esaslı ışıkla sertleşen materyallerle, ağız içinde ve ağız dışında, tamir ve ekleme yapılabilmektedir.<sup>101</sup>

Son zamanlarda, GC (GC Corp., Tokyo, Japonya) ve Shofu (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) sırasıyla Cerasmart ve Shofu Block HC materyallerini hibrit seramik grubunun bir parçası olarak piyasaya sunmuştur.

##### **Cerasmart**

Cerasmart blokları (GC Corp., Tokyo, Japonya) hacimce %71 oranında doldurucu içeren (20 nm silica, 300 nm baryum cam) nanoseramiklerdir.<sup>102</sup> Bükülme direnci 231 MPa, esneme direnci ise 7,5 GPa'dır. Cerec sistemiyle uyumlu olup; inley, onley, lamina,



kuron ve implant üstü kuron üretiminde kullanılabilirler. Bu blokların glazürlemelerine ve fırınlanmalarına gerek yoktur. Elle kolaylıkla cilalanabilir ve karakterize edilebilirler. Yüksek ve düşük translusent özellikleriyle beraber beş renk seçenekleri mevcuttur.<sup>103</sup> Doldurucu boyutu ve içeriği tamamen aynı olmasa da, bu yeni bloklarda HT polimerizasyon ve UDMA destekli matriksle tüm dağılık doldurucu materyaller bulunmaktadır. Mekanik yönden seramik ve PICN CAD/CAM bloklarla karşılaştırıldığında aynı aileye ait kabul edilebilmektedir.<sup>95</sup>

### **Block HC**

Block HC (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) materyali %61 kütle oranında doldurucu içeren hibrit seramiktir.<sup>102</sup> İncey, onley, lamina, anterior tam kuron, posterior tam kuron ve implant üstü kuronlar için uygundur. Yüksek ve düşük translusensi ile küçük ve orta iki boyut seçeneği vardır.<sup>104</sup>

### **2.2.6.4.2. Polimer İnfiltre Seramik Ağ Yapılı Materyaller (PICN)**

#### **Vita Enamic**

Giordano 1980'lerde Vita tarafından üretilmiş cam infiltre seramiklerden esinlenmiş ve PICN elde etmek amacıyla polimer ve cam yer değiştirme düşüncesini ortaya atmıştır. Materyal, sekonder polimerleştirilmiş monomerle cam seramik yapısı ön sinterlenmiş cam seramik iskeletine infiltrasyonu sonucu oluşmuştur. PICN materyaller klasik birleşmiş dağılık dolduruculu kompozit malzemelerden önemli derecede farklıdır. Esasında, seramik ağ, dağılmış fazın tersine birbirine bağlı partikül yapısıyla 3 boyutlu ağ oluşturmaktadır. Bu yapı gerçek bir iskelet oluşturur ve her yönde stresleri etkili olarak dağıtarak kırığa karşı direnç sağlar.<sup>105</sup> Vita, ilk olarak PICN yapılı materyal olan Enamic'i (Vita Zahnfabrik, Almanya) 2012 senesinde piyasaya sunmuştur. Amaç, seramik ağ üzerinde polimerizasyon, büzülme ve stres etkilerini azaltmaktır. Bu sorun yüksek sıcaklık ve yüksek basınç polimerizasyonu ile çözülmüştür (>150 MPa).<sup>105</sup>

Yüksek sıcaklık zincirlerin hareketlerini ve polimerizasyonu artırırken, yüksek basınç ise defekt boyutu ve sayısını azaltarak büzülme telafi etmektedir.<sup>92</sup> Enamic, TEGDMA ve UDMA karışımıyla infiltre olmuş seramik ağ materyalidir. PICN'ler genelde çift ağ materyaller, interpenetre faz seramik rezin kompozitler ya da seramik esaslı interpenetre faz materyalleri olarak tanımlanmaktadır.<sup>97</sup> Seramik ağ, yüksek sıcaklık ve yüksek basınç (180°C, 300 MPa) polimerizasyonu başlatıcı ve TEGDMA olmadan sadece saf UDMA polimer matriks içeriğiyle slip-casting olarak oluşturulmuştur.<sup>106</sup> Polimer ağ yapısı ağız içi stresleri absorbe eder ve bu özelliğiyle minimum invaziv restorasyonlar için gereken elastisiteyi sağlar. Prepare edilecek malzeme yapısı azaldığı için sağlıklı diş dokusu korunmuş olur. Polimer ağ yapısı olası çatlak ilerlemesine engel olmaktadır. 30 GPa değerindeki elastisitesiyle de doğal dentine oldukça yakındır. HT ve T olarak iki seçeneği vardır.<sup>107</sup> İnley, onley, veneer ve kuron yapımı için uygun olmasının yanında yüksek çiğneme kuvvetlerinin meydana geldiği büyük azı bölgesinde minimal preparasyonla da kullanılması uygundur. PICN üzerinde sürdürülen çalışmalar ve gelişmeler hem biyolojik hem de mekanik olarak umut vericidir.<sup>106</sup>

### **2.3. Aşınma**

#### **2.3.1. Restoratif Materyallerin Aşınma ve Aşındırma Özellikleri**

Materyallerin aşınma dirençlerini ve dokularda neden oldukları aşınmayı etkileyen faktörler 4 başlıkta sıralanabilir;<sup>108</sup>

##### **2.3.1.1. Fiziksel Faktörler**

Aşınma direnci fiziksel bir özelliktir ve diğer fiziksel özelliklerle etkileşim halindedir. Klinik aşınmayı etkileyen fiziksel faktörler şunlardır;<sup>109, 110</sup>

Sertlik, kırılma sertliği, gerilme dayanımı, yorgunluk, reziliens modülü, bükülme dayanımı.

## **Sertlik**

Sertliği saptamada sık kullanılan testler Brinell, Knoop, Rockwell ve Vickers testleridir.<sup>111</sup> Ortak özellikleri, materyal yüzeyini küçük bir uçla çentikleyerek yüzeyin sertlik değerlerini ölçmeleridir. Restoratif materyal sertliğinin karşıt minenin aşınmasına tek başına sebep olamayacağı iddia edilmektedir. Dental seramiklerde, mine veya başka bir seramik yüzeyde hareket ederken meydana gelen aşınma, kırılma ile oluşur.<sup>108</sup>

Dental seramiklerin büyük bir kısmı, insan minesini ve metal alaşımlara oranla daha yüksek sertliğe sahiptir. Önceleri dental seramiklerin sertlik değerlerinin, yüksek aşındırma etkileri ile doğrudan ilişkili olduğu kabul edilmekteydi. Bazı materyaller özellikle metaller, kendi sertlik dereceleriyle orantılı aşınma değerleri göstermektedirler. Restorasyonda kullanılan metalin sertliği ne kadar yüksek ise, karşıt mine dokusunda aşınma o kadar fazla olacaktır. Örneğin; nispeten daha yumuşak olan altın esaslı alaşımlar, sert baz metal alaşımlara göre daha az aşınmaya neden olur.<sup>112, 113</sup>

## **Kırılma Sertliği**

Kırılmaya karşı dirençli olma özelliğine kırılma sertliği denir. Materyalin kırılması için gereken enerji miktarı olarak tanımlanabilir.<sup>111</sup> Dental seramiklerin ve diğer materyallerin abraziv özellikleri yönünden de kırılma sertliği önem taşımaktadır. Materyalin kırılma sertliği yetersizse aşınma sırasında yüzeyden devamlı ufak parçacıklar kopacak ve yüzeyde yeni keskin kenarlar oluşacaktır. Böylece, hem materyal yüzeyinde ortaya çıkan yeni düzensizlikler hem de ortamda üçüncü yapı olarak ortaya çıkan sert parçacıklar sebebiyle karşıt dental dokularda meydana gelen aşınmada artış olacaktır.<sup>108</sup>

## **Gerilme Dayanıklılığı**

Seramik ve benzeri kırılğan malzemelerin gerilme dayanıklılığı, sıkışma dayanıklılığına oranla çok daha zayıftır. Bu özellik, materyalin kullanım süresinde

başarısızlığına neden olabileceğinden, kırılğan materyallerin sıkışma kuvvetlerinin etkili olduğu bölgelerde kullanılması daha doğru olacaktır.<sup>114</sup>

### **Yorgunluk**

Çiğneme hareketi, restoratif materyallerde binlerce kez gerçekleşen yük döngülerine sebep olmaktadır. Genelde bir materyalde oluşan yorgunluk, materyalin homojenliği ile ilgilidir. Bu olumsuz özellikler öncelikle mikro çatlakların meydana gelmesine sebep olmakta, bu mikro çatlakların birleşmesiyle makroskopik çatlaklar meydana gelmekte ve materyalden ayrılmalar görülebilmektedir. Yüzey defektleri ya da çentikler gibi gerilimin biriktiği bölgeler, özellikle tehlikeli alanlardır ve iç kırılmalar oluşabilir.<sup>114</sup>

### **Reziliens Modülü**

Materyale deformasyon sınırına kadar yük yüklendiğinde, yapıda depolanan enerji miktarını ifade etmektedir.<sup>111, 114</sup>

### **Bükülme Dayanıklılığı**

"Transvers dayanıklılık" ve "kopma modülü" bükülme dayanıklılığı için kullanılan tanımlamalardır. Üç nokta testiyle materyalin bükülmeye olan dayanıklılığıyla birlikte kuvvet altında oluşan bükülmenin miktarı da ölçülebilir. Bükülme dayanıklılığı materyalin uzunluğu ve kalınlığıyla doğrudan ilgilidir.<sup>111, 114</sup>

#### **2.3.1.2. Yapısal Faktörler**

Seramiklerin bileşenlerinden ya da laboratuvarında hazırlanması sırasında oluşabilecek faktörlerdir;

**Porözite;** Yığıma ve tabakalama teknikleriyle hazırlanan seramikler toz halindedir ve bir likitle karıştırılarak metal ya da güçlendirilmiş seramik altyapı üzerine uygulanırlar. Laboratuvar aşamaları ya da vakum altında pişirme esnasında yapılan bazı hatalar sebebiyle seramik içerisinde hava kabarcıkları kalabilir. Poröz yapı hacim olarak %10

seviyesine geldiğinde seramiğin dayanıklılığı yarıya düşer. Aynı zamanda seramiğin yüzeyinde oluşan aşınma sonucu yüzeyin altında hava kabarcıkları ortaya çıkar ve karşı dokularda oluşacak aşınmayı hızlandıracak keskin kenarlar meydana getirir.<sup>108, 115</sup>

**Kristaller;** Camsı matriksin içinde gömülü olarak bulunan kristallerin çok sert yapılar olmaları nedeniyle, karşı mine dokusunda meydana gelen aşınmayla yakından ilgilidirler. Kristallerin abrazyon etkilerinde, tipleri, toplam hacimdeki oranları, içerikleri, morfolojileri ve kristalin parçacıklarının dağılımları farklar yaratır. Yüksek ısı seramiklerinde bulunan keskin kenarlı kuartz kristalleri ile tetragonal lösit tanecikleri, dental dokulara karşı oldukça abrazyon kabul edilebilecek nitelikte yapılarıdır.

**Seram Tabakası;** Dökülebilir cam seramiklerin üretimi sırasında ısı uygulamasıyla kontrollü kristalizasyon sağlanması aşamasında, seramik yüzeyinde meydana gelen bir tabakadır. Seramik yüzeyine dik, kristalin çıkıntılar barındırır ve mine dokusu için oldukça aşındırıcı niteliğe sahip olduğu bildirilmektedir.

**Makyaj;** Kullanılan malzemelerin içeriğinde sert metal oksit pigmentleri vardır. Bu pigmentler seramik yüzeyinde bulunan pürüzlerin arasına ve eğer varsa porözlerin içine yerleşir. Aşınma direnci az olan glazür tabakasının aşınmasıyla bu pigmentler mine yüzeyinde oluşan aşınmayı hızlandırmaya başlar. Araştırmacılar bu etkinin tahmin edilenden daha yüksek olduğunu, bu sebeple makyaj uygulamasının yalnızca oklüzal temasın olmadığı bölgelerde yapılmasının doğru olacağını ifade etmektedir.<sup>108</sup>

### 2.3.1.3. Kimyasal Faktörler

Kuvvetli asidik etkenler, sert dental dokularla birlikte seramik gibi camsı yapıda bulunan restoratif materyallerin de yüzeylerinde demineralizasyona neden olabilmektedir. Mide özsuyu oldukça güçlü bir asidiktir ve pH değeri 1'in altına düşebilmektedir. Bu yüzden, mide sıvılarının farklı sebeplerle ağız içine sıklıkla gelmesi, dental dokular ve restorasyon materyalleri için ciddi asidik ataklara sebep olur. Bu gibi

kimyasal etkenler, seramik yüzeyindeki glazürü bozarak altta bulunan pürüzlü yüzeyin ortaya çıkmasına neden olacağından, seramik materyallerin aşındırıcı özelliklerini artırmaktadır. Ayrıca korozyon sebebiyle seramik de zayıflamakta ve aşınma dayanımı azalmaktadır. Dolayısıyla, her iki yapının aşınma dayanımının azalması ve seramiğin abraziv özelliğinin artması sebebiyle, bazı vakalarda oklüzal dikey boyut büyük bir hızla azalmaktadır.<sup>108</sup> İn vitro bir çalışmada, asidik ortamda mine dokusu ve seramik materyal aşınmasının çok daha hızlı olduğu gösterilmiştir.<sup>116</sup>

#### **2.3.1.4. Yüzey Bitirme Yöntemlerinin Etkisi**

Seramik yüzeyinin glazürle kaplanması camsı bir yüzey tabakası oluşturur. Böylece seramiğin dayanıklılığı artmakta ve aşındırıcı nitelikteki pürüzlü yüzeyin düzelmesi sağlanmaktadır. Zorunlu hallerde kullanılan bitirme ve polisaj işlemlerinin ne seviyede etkin olduğunun değerlendirilebilmesi için çok sayıda çalışma yapılmıştır.<sup>115-117</sup> Bazı araştırmacılar, glazürlenmiş ya da polisajlanmış yüzeylerin düzgünlükleri arasında bariz bir fark olmadığını düşünmektedirler.<sup>115-117</sup> Bazı araştırmacılar ise yüzeylerin cilalanmasının, glazürlenmelerinden daha düzgün yüzey özelliklerini sağlayabileceğini ileri sürmektedirler.<sup>108</sup> Bunun yanında, yapılan araştırmaların neredeyse tamamında, minenin glazürlenmemiş ya da polisajlanmamış seramik yüzeyi ile temas ettiğinde daha fazla aşındığını bildirmişlerdir.<sup>115, 116</sup>

Yüzey pürüzlülüğü ve kimyasal maddelere direnç, materyallerin hem aşınmalarını hem de antagonistlerinde neden olacakları aşındırmayı etkileyen faktörlerdir.<sup>118</sup>

Porselenlerin simantasyonunun ardından erken temasların kesilmesi ve anatomik konturların düzeltilmesi için yapılan işlemlerle glaze tabakası kaldırılabilir. Simantasyondan sonra yapılan uyumlama sonrası porselenlere tekrar glaze uygulaması sorunlar çıkarabilmektedir.<sup>7</sup> Bazı kaynaklarda, glaze işleminden sonra simante edilen porselenlerin, ağız ortamında yaklaşık 6 ayda, kalınlığı 20-50 µ arasında olan glaze

tabakasının kalktığı belirtilmiştir.<sup>119, 120</sup> Kalkan glaze altında ortaya çıkan pürüzlü yüzeyler karşıt dokuların ve restorasyonların daha çok aşınmasına sebep olmaktadır.<sup>121</sup> Ayrıca kopan glaze parçacıklarının, ortamdaki yüzeyler için ilave aşındırıcı etkisi de bulunmaktadır. Bu durum literatürde 3 cisimli (3-body) aşınma olarak ifade edilmektedir.<sup>119</sup> Bunu destekler nitelikteki diğer bir çalışmada, aşınma testinde, tam metal kuronlar ve monolitik zirkon protezler karşısında lösit ve lityum disilikat porselenlerinin, gevrek kırılmalar ile ortaya çıkan cam partiküllerinin aşınma değerlerini artırdığı bildirilmektedir.<sup>122</sup>

### **2.3.2. Dental Dokulardaki Aşınmada Ayırıcı Tanı**

Literatürde erozyon, kimyasal etkenlerle kaybolan yüzeyi ifade etmektedir. Atrisyon, oklüzal kontaklar ile oluşan madde kaybını, abrazyon ise bazı durumlarda erozyon, abfraksiyon ya da atrisyon olarak tanımlanamayan, birbirleriyle temasta olmayan yüzeyler arasındaki madde kaybını tanımlar. Bununla birlikte her vakayı bir kategoriye sokmak her zaman mümkün değildir. Bu üç terim bazı karmaşalara yol açmıştır. Çünkü dayandıkları nokta, aşınmanın temel mekanizması değil klinik belirtileridir. Aşınmış insizal kenardaki dentinde oluşan oluklar, atrisyon bulgusu olarak düşünülür, yani diş diş temasın sonucudur. Oklüzyon incelendiğinde olukların tabanının karşıt dişle hiç temasının olmadığı görülür. Bu oluklar aşındırıcı gıdaların çiğnenmesi sırasında ve kimyasal gıdaların dişlere teması ile meydana gelmektedir.<sup>110</sup> Sonuçta, meydana gelen diş dokusu kaybının ne kadarının abrazyon, atrisyon, abfraksiyon ya da erozyon nedeniyle oluştuğunu ayırmak çoğu zaman zordur. Çünkü eş zamanlı ya da üst üste farklı süreçlerin kombinasyonu mevcuttur.<sup>123</sup> Dolayısıyla olguları terimlere göre değil etiyojilere göre değerlendirmek, daha doğru bir adım olacaktır.<sup>110</sup>

### **2.3.3. Diş Hekimliğinde Aşınmayı Belirlemede Kullanılan Yöntemler**

Araştırmacılar ve diş hekimleri kullanacakları materyallerin özelliklerini önceden bilmek isterler. Bu amaçla farklı yöntemler kullanılarak bir çok farklı araştırma yapılır. Restoratif materyal seçiminde en önemli kriterlerden birisi, aşınmaya karşı olan dirençtir. Oklüzal yüzeylerin restorasyonu için kullanılan malzemeler, ağız ortamının ve karşıt dişlerin neden olabileceği deformasyon ve aşınmaya karşı mutlaka dirençli olmak zorundadırlar. Minede ve restoratif materyallerdeki aşınma miktarlarının incelenmesi için pek çok çalışma yapılmıştır. Bunlar genel olarak iki başlıkta incelenebilir;<sup>110, 118, 123</sup>

#### **2.3.3.1. Laboratuvar Çalışmaları**

Klinik çalışmaların fazla zaman alması ve pahalı olmaları nedeniyle, devamlı olarak yeni geliştirilen materyallerle beraber bu materyallerin klinik aşınma miktarlarını saptayabilecek basit ve ucuz bir yöntem bulmayı hedeflemişlerdir.<sup>110</sup> Laboratuvar çalışmalarında elde edilen sonuçlarla klinik olarak elde edilenler tümüyle birbirini desteklemeyebilir. Bununla beraber laboratuvar çalışmaları, restoratif materyallerin aşınma mekanizmalarının saptanabilmesi ve materyallerin geliştirilmesinde, klinik denemeler öncesinde materyalin fiziksel özelliklerinin belirlenebilmesi için önemlidirler.<sup>109</sup> Bu yüzden, klinik çiğneme sürecinde meydana gelen aşınmanın mekanizmasının anlaşılması amacıyla, ağız içi koşulları taklit edebilen simülatörler geliştirilmeye çalışılmıştır.<sup>124</sup>

Çiğneme periyodunu tümüyle taklit etmeden abrazyonu etkileyen temel faktörleri inceleyen test prosedürlerinin en basiti, mühendislik alanında da uzun yıllardır kullanılan "pin on disk" şeklindeki cihazlardır. Bu sistemlerde, restoratif materyaller test için pin şeklinde ya da disk şeklinde hazırlanabilir. Pin şeklinde hazırlanan örnek, dönen disk şekilli diğer yüzeye belirli bir kuvvette temas ettirilir. Bazılarında ise ara madde olarak çeşitli çözeltiler konularak üç yapılı aşınmayı simüle etmek olasıdır. Daha sonra



geliştirilen cihazlarla dişlerin birbirleri üzerinde kayma hareketleri de taklit edilebilmiştir. Bu cihazlarla genelde iki yapılı aşınma taklit edebilir. Halbuki ağızda hem iki yapılı hem de üç yapılı aşınma gerçekleşir. Bunu gerçekleştirmek amacıyla ara madde görevi görebilecek bir çözeltiyi aşınan yüzeylere uygulayabilecek daha geliştirilmiş cihazlar tasarlanmıştır.<sup>110</sup> 1983 yılında De Long ve Douglas fizyolojik çiğnemeyi simüle etmek için "yapay ağız" konseptini ortaya atmışlar ve doğal dişlerin olduğu, fizyolojik hareketlerin yapılabildiği bir simülatörü denemişlerdir. Kapalı ortamda, servo hidrolik sistemle dikey ve yatay hareketler ile temas süresinin, örneklerin sürtünme mesafesi ve uygulanan yük yönünden ağız ortamının tam anlamıyla taklit edilmesini amaçlamışlardır. Bu ünite, ağız ortamını en iyi taklit edebilen cihazdır. "Bionix Test Sistemi" (MTS Systems Corporation, Edon, Parairie, Minnesota, ABD) olarak tanınan cihaz günümüzde seri olarak üretilmekte ve satılmaktadır.<sup>118</sup>

Bionix Sistemi kadar kompleks olmasa da sonraki yıllarda bir çok araştırmacı tarafından daha pratik ve az maliyeti olan aşınma testi cihazları üretilmiştir. De Gee ve Pallav 1994 yılında yaptıkları çalışmada, iki ayrı motor ile döndürülen, test örneklerini üzerinde taşıyan farklı çaplardaki iki silindirin birbirleri üzerinde dönerek çalıştıkları "ACTA Okluzal Aşınma Simülatörü"nü tanıtmışlardır. Test edilen örneklerin buldukları yere pirinç, darı gibi çeşitli gıda maddeleri konulmuş ve böylelikle üç yapılı aşınma da yaptırılmıştır.<sup>125</sup>

Yap ve ark.<sup>118</sup> 1997'de, kendileri tasarladıkları "BIOMAT Aşınma Simülatörü"nü çalışmalarında kullanmışlardır. Simülatörün tasarımını basitleştirmek amacıyla, alt çenenin çiğneme esnasında yaptığı üç boyutlu hareketin kısmen ufak olan anteroposterior boyutu kaldırılarak cihazda ara maddenin kullanılmadığı iki boyutlu olarak çiğneme hareketi taklit edilmiştir. Aşınma miktarları profilometreyle ölçülmüştür.<sup>118</sup>

Bir çok klinik ve laboratuvar çalışması olsa da çoğunlukla bulgular birbirlerini desteklememektedir. Bunun sebeplerinden biri restorasyonların aşınmasını belirlemek için kullanılan hassas ölçüm yöntemlerinin, yaygın olarak kullanılamamasından kaynaklanmaktadır. Sağlıklı sonuçlar için restorasyonların ve dişlerin, kütle ve şekillerindeki çok az değişikliklerin bile doğru ölçülmesi gereklidir. Bu sorunun çözümü amacıyla, hassas tartılar, profil projeksiyon cihazları, stereo mikroskoplar, üç boyutlu lazer tarayıcılar, bilgisayar destekli üç boyutlu mikroskoplar, geleneksel ve lazer profilometreler gibi sistemler araştırmalarda kullanılmaktadır.<sup>126, 127</sup>

Laboratuvarda yapılan aşınma çalışmalarında, pek çok farklı aşınma test cihazı ve ölçüm sistemleri kullanıldığından, farklı araştırmaların sonuçlarını birbirleriyle karşılaştırabilmek çok mümkün değildir. Çalışmaların sonuçlarını kendi içinde değerlendirmek ya da farklı araştırmaları karşılaştırırken, her çalışmanın içerisinde test edilen materyallerin aşınma oranları dizilimlerine dikkate etmek gereklidir. Bu nedenle gerçekçi sonuçlar için deneylerdeki test ortamlarının, klinik ortamı mümkün olduğunca iyi taklit edebilmesi gerekir.<sup>128</sup> Materyallerin klinik davranışlarını laboratuvar verilerine göre tahmin etmek oldukça zordur. Dolayısıyla en gerçekçi ve sağlıklı sonuçlar için klinik çalışmalar, laboratuvar çalışmaları ile mutlaka desteklenmelidir.

### **2.3.3.2. Klinik Çalışmalar**

Yeni materyallerin aşınmalarını klinik olarak değerlendirmek zaman alıcı, pahalı ve çok fazla parametre olması sebebiyle çok değişken sonuçlar veren bir yöntemdir. Materyalin üretimiyle aşınmaya olan fiziksel direncinin onaylanması arasındaki süre çok fazladır. Araştırmacılar değerlendirilebilir bir aşınma oluşabilmesi için, restoratif materyalin türüne göre 6 ay ile 2 sene arasında bir süre gerektiğini belirtmektedirler.<sup>124</sup> Bunun yanında, klinik olarak geçerli sayılacak sonuçlar elde edilmek isteniyorsa, fazla sayıda hastanın denek olarak kullanılması gerekmektedir. Bu, pratik olmamasının

yanında ciddi etik problemler ve takip problemlerini de ortaya çıkarmaktadır. Az sayıda denek kullanıldığında, yalnızca bir malzemenin aşınmaya karşı direnci incelenebilir.<sup>123</sup>

Klinik çalışmalar çoğunlukla iki şekilde yürütülebilir; İlk yöntem, klinik skorlama sistemleridir. Bu yöntemde, dişlerde meydana gelen aşınma ya da belirli bir kullanım süresinin ardından restoratif materyal eğitilmiş araştırmacılar tarafından görsel objektif bir değerlendirme ile puanlanır.<sup>110</sup> Bu gözlemler önceden kabul edilen kriterlere göre skorlandırılır. Dişlerdeki aşınmayı değerlendirmek amacıyla en sık başvurulanan skorlama Smith ve Knight tarafından hazırlanmıştır. Bu skorlamada, oklüzal/insizal, bukkal, lingual ve kole yüzeylerinde oluşan aşınma için, ortaya çıkmış dentin miktarına göre farklı değerler verilir.<sup>129</sup> "Birleşik Devletler Halk Sağlığı Servisi (USPHS)" restoratif materyallerin kavite marjiniinde aşınmayla açığa çıkan mine miktarını şu sınıflandırmayla skorlamışlardır;" alpha; aşınma yok, bravo; kavite marjiniinde ölçülebilir bir aşınma var, charlie; mine-dentin birleşime kadar aşınma var" şeklindedir.<sup>123, 130</sup> Hasta ağızında skorlama yöntemi ile bu şekilde yapılan aşınma değerlendirmelerinin duyarlılığı ve doğruluğu tartışılmaktadır.<sup>110</sup>

İkinci yöntem ise replikasyon laboratuvar modelleri hazırlanarak yapılan indirek incelemelerdir. Restorasyon materyallerinin uygulanmasının ardından ve sonrasında belirli aralıklarla çok hassas silikon ölçü materyalleriyle dişlerin ölçüleri alınır. Alınan ölçüler, epoksi-rezin ya da model alçısıyla dökülerek modeller elde edilir. Modeller taramalı elektron mikroskobu yardımı ile değerlendirilebilir. Aşınmanın mekanizmasını anlamak ve oluşan yüzey değişikliklerini gözlemek için taramalı elektron mikroskobu kullanılması oldukça faydalı olabilir. Replika modelin oklüzal yüzünün mikroskobik çizimini yapan bir pürüzlülük test cihazı kullanılarak aşınma ölçümleri yapılabilir ya da profilometre cihazıyla aşınmanın profili ölçülebilir. Bu iki tekniğin dezavantajları, her restorasyon için yalnızca iki nokta arasında ölçüm yapılabilmesi ve noktalar arasında

bulunan bu kısa hattın aşınma öncesinde belirlenmesidir. Bu yüzden oklüzal temaslar arasında bulunan maksimum aşınma alanı ölçülemeyebilir. Ayrıca bu modellerden, stereo mikroskop ya da son yıllarda geliştirilen lazer holografi teknikleriyle direkt ölçümler de yapılabilir.<sup>128</sup> Aşınma öncesi ve sonrasında elde edilen replikasyon modelleri üzerinden yapılan taramalar üst üste konumlandırılarak yüzey aşınmasının miktarı belirlenmektedir. Ağız içindeki aşınmada elde edilen veriler üst üste konumlandırılırken kullanılan tüberkül eğimleri gibi referans noktalarıyla madde kaybını ölçmede, bazı durumlarda üst üste konumlandırma yapılamayacağından verilerin değerlendirilmesi sırasında problem olabilmektedir.<sup>110</sup>

Replika modellerin üst üste konumlandırılması ile yapılan in vivo çalışmalarda materyallerin aşınma değerleri yüzde yüz doğru belirlenmemektedir. Ancak  $\pm 1 \mu\text{m}$  düzeyindeki hata payının, sonuçların doğruluğu yönünden kabul edilebilir olduğu konusunda tüm araştırmacılar aynı fikirdedir. Doğru ve sağlıklı sonuçlar yalnızca bilgisayar destekli yüzey taraması yapan üniteler ile sağlanabilir. Bilgisayar destekli sistemler çok komplike ve pahalı olsa da, ağız içi gibi son derecede karmaşık bir test ortamında güvenilir sayılabilecek sonuçlar yalnızca bu yolla elde edilebilir.<sup>110</sup>

#### **2.3.4. Materyallerin Aşınmalarının Değerlendirilmesi**

Aşınmanın değerlendirilmesinde farklı yöntemler kullanılmaktadır ve aşınmadaki genel denklem şu şekildedir:<sup>131</sup>

$$\text{Aşınma} = \text{hacim kaybı} = kx(Fxd)/Ph$$

K değeri; aşınma mekanizmasına bağlı bir sabit, F; oklüzal yük, d: toplam kayma mesafesi ve Ph: basıncın sertliği olarak ifade edilmektedir. Oklüzal kuvvet, aktif kas kuvvetlerinin temas esnasında yüzeye dik gelen bileşeni olarak ifade edilmektedir.<sup>132</sup>

Aşınma 3 farklı yöntemle değerlendirilir;

1- Parametrik Olmayan Metot

2- Leinfelder Metodu

3- Üç Boyutlu Görüntülerin Karşılaştırılması

#### **2.3.4.1. Parametrik Olmayan Metot**

Amerika Birleşik Devletleri Kamu Sağlık Hizmetleri (USPHS ) için tasarlanan ve yaygın olarak kullanılan yöntemdir.<sup>133</sup>

Aşınma 3 kategoride incelenir. Bunlar; Alpha, Bravo ve Charlie olarak adlandırılmıştır. Alpha; aşınmanın olmadığını belirtir. Bravo; gözle görünen bir aşınmanın varlığını tanımlar ve bu aşınma klinik olarak kabul edilebilir. Charlie; yüksek derecede aşınmayı tanımlar ve bu durumda restorasyonun değiştirilmesi gerekliliğini gösterir.

USPHS yönteminin avantajları şu şekilde sıralanabilir;

- Kolay olması.
- Özel ekipman gerektirmemesi.

Dezavantajları ise;

- Öznel olması.
- Anlamlı sonuçlar için uzun süre gerektirmesi.<sup>134</sup>

#### **2.3.4.2. Leinfelder Metodu**

Aşınma değerlendirmesi için kullanılan başka bir yöntem ise Leinfelder ve ark.<sup>135</sup> tarafından geliştirilen "Leinfelder Metodu"dur. Restorasyon örnekleri yaklaşık 0.1 mm'de bir artan aşınma basamaklarında kalibre edilen standart dökümlerle karşılaştırılır. Aşınma değeri restorasyonun çevresinden ölçülür. Aşınma, dikey boyut kaybı olarak ölçülür ve aşınan yüzey boyunca homojen kabul edilir. Ölçümlerdeki hata payı 0.05 mm'dir.<sup>136</sup> Yöntem hızlı ve ucuz olsa da aşınmayı küçümseme eğilimindedir.<sup>137</sup>

### **2.3.4.3. Üç Boyutlu Görüntülerin Karşılaştırılması**

1980 yılından bu yana kullanılan üç boyutlu (3D) karşılaştırma, aşınma ölçümü için kullanılan en başarılı yöntem olarak görülmektedir. Bu yöntem, kullanılan materyallerin farklı tarayıcılar kullanılıp, üç boyutlu görüntülerinin kaydedilip, karşılaştırılması olarak açıklanabilir. Üç boyutlu görüntüler, temassız beyaz ışık ya da lazer tarayıcı, kontak profiller ve mikro BDT gibi tarayıcılar yardımıyla elde edilir. Ardışık 3 boyutlu görüntüler en yüksek düzeyde karşılaştırılır. Bu işlem "yüzey kaydı" olarak ifade edilir ve karşılaştırılan yüzeylerdeki farklılık değerlendirilir.

3 boyutlu tarama yöntemi, doğru ve kantitatif olması ve ileriki çalışmalar için depolanıp 3 boyutlu veri tabanı oluşturulması, hem klinikte hem de laboratuvarında kullanılabilmesi avantajlarıyla sıklıkla başvurulan bir yöntemdir.<sup>127</sup> Ama özel donanım, yazılım ve yüksek maliyet gerektirdiği için bu yöntemin kullanıldığı klinik çalışma azdır. Tarayıcı maliyetlerinin zamanla azalması ve servislerinin artması sayesinde önümüzdeki yıllarda bu teknolojinin fazla sayıda klinik çalışmada kullanılacağı öngörülmektedir.<sup>132</sup>

#### **2.3.4.3.1. Temaslı Tarayıcılar**

Temaslı tarayıcılarda oklüzal yüzeyin düzensiz topolojisini ölçmek için sivri bir çizim ucu kullanılmaktadır. Çözünürlüğünün büyüklüğü,  $\geq 0.1$  mm'lik kalem ucuyla sınırlıdır. Temaslı tarayıcıların avantajları nispeten düşük maliyetleri, materyal rengi ve saydamlık gibi özelliklerinden etkilenmemeleri şeklinde sıralanabilir. Dezavantajları, sert bir yüzeye ihtiyaç duyulması ve çalışmalarının yavaşlığıdır.<sup>132</sup>

#### **2.3.4.3.2. Temassız Tarayıcılar**

Temassız tarayıcılar, materyal yüzeyini temaslı sistemlerle benzer şekilde okur. Materyale temas eden bir uç yerine yüzeye odaklanan ışık kaynağı ya da mikroskop kullanılır. Yüzeye temas etmemesi büyük bir avantaj olsa da opak, diffüz yansıtıcı bir

yüzeğe ihtiyaç duymaları dezavantajlarıdır. Çözünürlük genelde 0.025 mm'den daha düşük olan, odaklanabilen ışık kaynağıyla ilgilidir.<sup>132</sup>

Temassız tarayıcılar; çizgi lazer, alan tarayıcıları ve hacim tarayıcıları şeklinde ayrılırlar.<sup>132</sup>

**Çizgi Lazer:** Temassız çizgi lazerler, materyal yüzeyinde düz çizgi kullanarak tarama yapar. Yüzeyde hareket eden çizgi görüntüsü dijital kameralarla görüntülenir. Materyal geometrisi yüzey noktalarının ölçülmesi ile ortaya çıkar.<sup>132</sup>

**Alan Tarayıcıları:** Alan tarayıcıları tüm yüzeyde görüntü oluşturmaları ve yüzey noktalarını ölçmek için triangulasyon, faz kayması, moire saçak deseni, enformetre, ya da bunların kombinasyonlarının kullanması özellikleriyle çizgi tarayıcılarından ayrılır. Çizgi ve alan tarayıcıların esas avantajları nokta tarayıcılardan çok daha hızlı olmalarıdır. Elde edilen görüntü daha düşük çözünürlüktedir.<sup>132</sup>

**Hacim Tarayıcıları:** Bilgisayarlı tomografi (BT) prensibine dayanan hacim tarayıcılarının çözünürlük birimi voksel'dir. Gölgelemenin problem yaratmaması avantajdır. Dezavantajlar ise yüksek maliyet ve radyasyondur. Üç boyutlu tarama hem klinikte hem de laboratuvarında kullanılsa da ağız içinde tarama yapmak oldukça güçtür. Ağız içi taramada sadece iki sistem mevcuttur ve bunlar CEREC CAD/CAM ve Cone Beam BT'dir. Aşınma ölçümleri yapılırken doğru sonuçlar elde etmek için sistem hassasiyetinin ve doğruluk payının bilinmesi çok önemlidir. Doğruluk payının tespitinde ölçü ve replika materyalin etkisi göz önüne alınmalıdır. Bunun yanında sistem, taranacak materyale uygun şekilde kalibre edilmelidir. Boyutların doğru bir şekilde ölçülebilmesi için genelde geometrik standartlar ile koordinat ölçüm cihazı kullanılır. Örnek olarak, diş arklarının taranabilmesi için sistemin bir insan arkına göre kalibrasyonu yapılmalıdır.<sup>138</sup>

İki yüzey taramasının çakıştırılmasıyla hacim, alan ve derinlik değerleri hesaplanabilir. Aşınmanın değerlendirilmesi amacıyla tercih edilen parametre hacimdir.

Oklüzal faktörlerden bağımsızdır ve klinik değerler içerir. Materyal ve çevresel faktörler sabit kaldığında hacim kaybı doğrusal seyretmektedir. Derinlik, dikey yükseklik kaybı ile birebir ilgili olduğundan aşınmada tercih edilen bir parametredir. Ama klinik çalışmalardaki oklüzal temas faktörlerinin değişkenlik göstermesinden dolayı klinik değeri sınırlıdır. Alan parametresinin de klinik değeri derinlikle benzer nedenlerden dolayı sınırlıdır. Oklüzal temas, kuvvetin oklüzal yüzeyde nasıl dağıldığını ve dişlerin restoratif materyaldeki temas noktalarını gösterir. Aşınma değerlendirilirken hem çevredeki materyale hem de karşıt materyale, özellikle de karşıt materyal mine ise dikkat edilmelidir.<sup>132</sup>

#### **2.4. Çiğneme Simülatörü**

Ağız ortamındaki dental restorasyonlar, nem, asidik ya da bazik pH ve periyodik yükleme gibi pek çok zorlu koşullarla karşılaşmaktadır.<sup>139</sup> Dental restorasyonların klinik mekanik başarısızlıkları uzun yılların ardından meydana gelir. Yani mekanik başarısızlıklar akut şekilde aşırı yüklemeye değil yorgunluk nedeniyle oluşmaktadır.<sup>140</sup> Hasar, alt ve üst çenedeki dişlerin periyodik olarak temasıyla oluşarak restorasyonların hayatta kalma olasılıkları ve kullanım süreleri kısıtlanır.<sup>141</sup> Uygulanan çeşitli test parametreleri, geniş aralıklı yükleme kuvvetleri, periyot sayısı, yükleme frekansı, antagonist materyal, periodontal ligament taklidi, ıslak/kuru yorgunluğu, termal siklus, dayanak materyali ile vertikal ve lateral hareketleri içermektedir.<sup>132</sup>

Dual akslı çiğneme simülatörleri, dikey ve yatay olmak üzere ve çift yönde kuvvet uygulama özelliği olan cihazlardır. Plastik örnek tutuculara örnekler yerleştirilir, araştırmacının belirlediği miktarlarda yatay ve dikey hareket miktarları belirlenerek çiğneme siklusu yerine getirilir. Antagonist olarak farklı materyallerden ve farklı çaplarda yapılmış top uçlar kullanılmaktadır.<sup>142</sup>



Çiğneme simülatörü 3 aşamada işlem gerçekleştirir; hazırlık, ezme ve kayma.<sup>143</sup>

Hazırlık aşamasında çene, gıda ile temas için konumlandırılmıştır. Çene açma hareketiyle başlar ve dişler gıda ile temas edene kadar kapama hareketi yoluyla devam etmektedir. Ezme aşaması, hazırlık aşamasını takip ederek dişlerle gıdanın üç cisim etkileşimini tanımlar. Bu aşama dişler gıda ile ilk temas ettiğinde başlar ve diş dişle temas gerçekleşene kadar ya da çenenin yeniden açılmaya başlamasına kadar (hazırlık aşamasının başlangıcı) devam etmektedir. İlk temas esnasında kuvvet gıda yoluyla dağıtılmaktadır. Dişlerin uyguladığı kuvvetin büyüklüğü gıdanın sertliğiyle ilgilidir. Gıda sıkıştırılmış gibi çiğneme kuvvetleri maksiller ve mandibular dişlerle temas eden gıdanın yüzeyi boyunca dağıtılır. Temas yüzeyi arttığında birim alana uygulanan kuvvet azalır. Çiğneme esnasında her zaman meydana gelmeyen kayma fazı, dişlerin karşılıklı teması ile başlar ve çene açılmaya başlayıncaya kadar devam eder.<sup>132</sup>

Aktif kuvvetler çiğneme kaslarıyla üretilirler. Oklüzal temas esnasında, kayma aşamasında olanlar gibi, kas kuvvetleri oklüzal yüzeylere gelen dik ya da teğet tepkisel kuvvetler içerisinde çözümlenebilir. Bu kuvvetler, üst çeneye bağlı olarak alt çene hareketlerine kılavuzluk yaparlar ve etkileşen materyallerin aşınmalarından sorumludurlar.<sup>132</sup>

Kompozit rezin materyallerin aşınma miktarlarını labaratuvar ortamında tespit etmek için çeşitli araştırma merkezleri, değişik derecede karmaşıklıkta aşınma test makineleri geliştirmişlerdir. Diş fırçalama makineleri, iki cisim aşınma makineleri ve üç cisim aşınma makineleri gibi temel mekanik yaklaşımlar değişik aşınma simülasyon tekniği olarak kullanılmıştır. Bunlardan üç cisim aşınma makineleri restoratif materyallerin aşınma dirençlerini etkileyen biyolojik değişkenleri ve ağız ortamını taklit etmeye çalışırlar.<sup>144</sup>

## 2.5. Termal Siklus

Ağız ortamını taklit etmek amacıyla termal siklus (TC) ile ıslak yorulma<sup>145</sup> yapılması gereklidir. Seramik restorasyonların aşınmasında suyun etkisi kanıtlanmıştır.<sup>146</sup> Çalışmalarda farklı termal siklus protokolleri önerilmiştir.<sup>147</sup> Birçok çalışmada ISO standartlarıyla belirlenen termal siklus sıcaklık değişimleri (5°C - 55°C) kullanılmıştır. Termal siklus sayısı, suda bekletme süresi ve duraklama süresi fazlaca değişkenlik göstermektedir. Normal olarak termal siklus mekanik yükleme ile birlikte uygulanmaktadır. Bu yüzden termal siklus sayısı mekanik testin süresine ve termal siklus ünitesinde belirlenen bekleme ve duraklama süresine bağlıdır. Ağız içindeki siklus sayısı ile ilgili çok kesin bir bilgi olmadığından günde 20-50 siklus olabileceği düşüncesiyle 10,000 siklusun 1 yıla denk geleceği bildirilmiştir.<sup>147</sup>

## 2.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope - SEM) çok küçük ayrıntıların görülebilmesi amacıyla merceklerdeki değişiklikler ile geliştirilmiş bir cihazdır. Ayrım gücünün yüksekliği, görüntü ve analiz birleştirebilme özelliği ve odak derinliğiyle araştırmalarda sık sık tercih edilir.

Taramalı elektron mikroskobunda yüzey, elektron demetiyle taranır. Tarama esnasında primer elektron demeti materyal yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girerek elektronların etrafa saçılmasına neden olur. Yüzeyin herhangi bir noktasından saçılan sekonder elektronların dedektörle tespit edilerek toplanmasıyla yüzeyin topografisi, bileşenleri ve yapısıyla ilgili bilgi edinilir. Sekonder elektron dedektörüyle toplanan elektron sayısı ne kadar çok ise o alanın görüntüsü o kadar parlak, ne kadar azsa o kadar karanlık olur. Böylece örnek topografisiyle ilgili bilgi veren gri görüntü elde edilmiş olur.<sup>148</sup>

### 3. MATERYAL VE METOT

Çalışmadaki örneklerin çiğneme simülasyonu, yüzey pürüzlülüğü ölçümleri ve isomet cihazı kullanımları Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında, yüzey aşınma ölçümleri, taramalı elektron mikroskobu analizleri ile ultrasonik yıkama işlemleri Erzurum Teknik Üniversitesi Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezinde, hassas tartı ile yapılan ölçümler ise Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezinde gerçekleştirildi.

Bu çalışma, CAD/CAM hibrit seramik olan Vita Enamic (Vita Zahnfabrik), Cerasmart (GC) ve Lava Ultimate (3M ESPE) ile CAD/CAM feldspatik seramik olan CEREC Blocs (SIRONA) monolitik blokları ile gerçekleştirildi. Her bir materyalden 8 adet örnek olacak şekilde 4 grup oluşturuldu. Toplam 32 örneğe (n=8) dual akslı çiğneme simülatöründe termomekanik yaşlandırma işlemi uygulandı. Çiğneme simülatöründe her örnek için farklı olmak üzere toplam 32 adet 6 mm çapında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> aşındırıcı antagonist bilyeler kullanıldı. CAD/CAM seramik bloklar 2 mm kalınlığında hazırlandı. Örneklere firma talimatlarına göre polisaj işlemleri uygulandı. Çalışmadaki örneklere çiğneme simülatöründe 400,000 mekanik yükleme ve eş zamanlı olarak 500 termal siklus işlemi uygulandı. Seramik örneklerdeki aşınan hacim kayıpları 3D-Optik profilometre ile, antagonist bilyelerde oluşan aşınma hassas tartı ile ve yüzey pürüzlülük değişimleri ise 2D profilometre ile ölçülerek değerlendirildi.

Çalışmada kullanılan CAD/CAM blok sistemleri Tablo 3.1'de gösterildi. Araştırma için gerekli olan etik kurul raporu Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulununun 57 sayılı ve 14.06.2018 tarihli kararında yer almaktadır.

### 3.1. Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada kullanılan 4 CAD/CAM materyal Şekil 3.1’de gösterildi.



Şekil 3.1. Çalışmada Kullanılan CAD/CAM Materyaller

Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyallerin tür, bileşen, doldurucu özellikleri ve lot numaraları Tablo 3.1’de gösterildi.

Tablo 3.1. Çalışmada Kullanılan CAD/CAM Materyaller ve Özellikleri

Materyal	Tür	Bileşen	Doldurucu	Lot. no
<b>Cerasmart</b> (GC, Japonya)	Nano-ceramic (Hybrid Ceramic)	Bis MEPP, UDMA, DMA	SiO <sub>2</sub> Barium glass (wt % 71)	1510101
<b>Vita Enamic</b> (Vita Zahnfabrik, Almanya)	Polymer-infiltrated ceramic (Hybrid Ceramic)	UDMA, TEGDMA	Feldspar ceramic enriched with aluminum oxide (wt % 86)	66600
<b>Lava Ultimate</b> (3M ESPE, ABD)	Resin nano-ceramic (Hybrid Ceramic)	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA	SiO <sub>2</sub> , ZrO <sub>2</sub> , Si/ZrO <sub>2</sub> cluster (wt % 80)	N574684
<b>CEREC Blocs</b> (SIRONA)	Ceramic	Feldspathic crystalline		28261

### 3.1.1. CAD/CAM Materyallerin Hazırlanması

Tüm CAD/CAM bloklar isomet cihazıyla (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) su soğutması altında düşük hızda elmas separe bıçakla (Norton diamond Wheel Blade, ABD) 2 mm kalınlıklarda dikey olarak kesildi ve (n=8) 4 grupta toplam 32 örnek olacak şekilde hazırlandı (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Isomet Cihazı

### 3.1.2. CAD/CAM Materyallere Polisaj İşlemi Uygulanması

Tüm seramik örnekler firma talimatlarına uygun olarak aynı kişi tarafından hafif temas kuvveti uygulanarak polisaj işlemi yapıldı. Öncelikle tüm örnekler 10,000 rpm'de ön parlatma işlemi büyük grenli pembe polisaj lastikleriyle yapıldı. İkinci basamakta küçük grenli gri polisaj lastikleriyle 8,000 rpm'de tam parlaklık polisaj işlemi gerçekleştirildi. Bu işlemlerde Vita polisaj seti kullanıldı (VITA ENAMIC Polishing Set technical, lot:35490, Almanya). Son basamakta ise tüm örnekler yıkanıp kurutulduktan sonra diapolisher elmas polisaj pastası (GC DIAPOLISHER PASTE, lot:1705161, Japonya) yumuşak fırça ile firma önerilerine göre uygulandı ve polisaj işlemleri tamamlandı. Biten polisaj işlemlerinin ardından seramik örneklerin tümü ultrasonik

olarak temizlendi. Çalışmada kullanılan polisaj seti ve elmas polisaj pastası Şekil 3.3 - 3.4'de gösterildi.



Şekil 3.3. Vita Laboratuvar Polisaj Seti

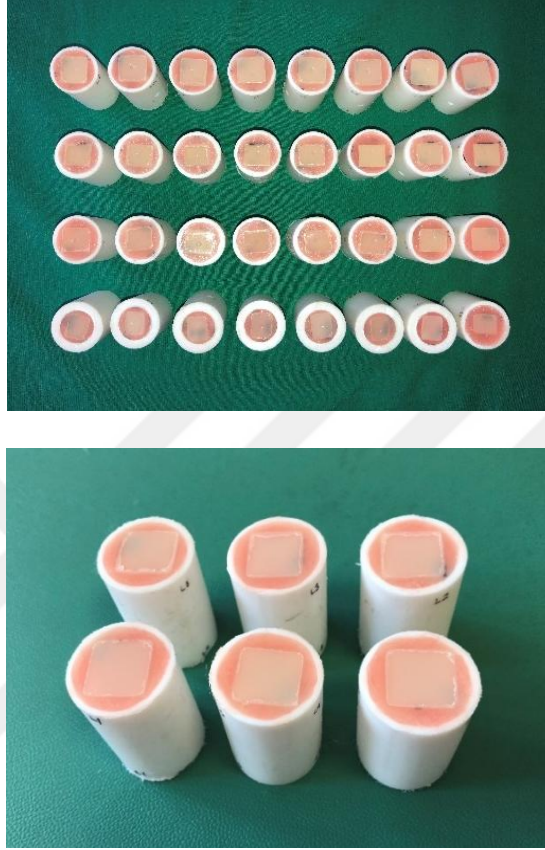


Şekil 3.4. Diapolisher Polisaj Pastası

### 3.1.3. Örneklerin Akrilik Rezin ile Polyester Kalıplar İçerisine Gömülmesi

Tüm CAD/CAM örnekler kullandığımız çiğneme simülatörüne uygun olarak 25 mm çapında ve 40 mm yüksekliğinde polyester kalıplara akrilik rezin (Imicryl; Konya, Türkiye) ile gömüldü. Hazırlanan polyester kalıpların her iki tarafının paralel olarak

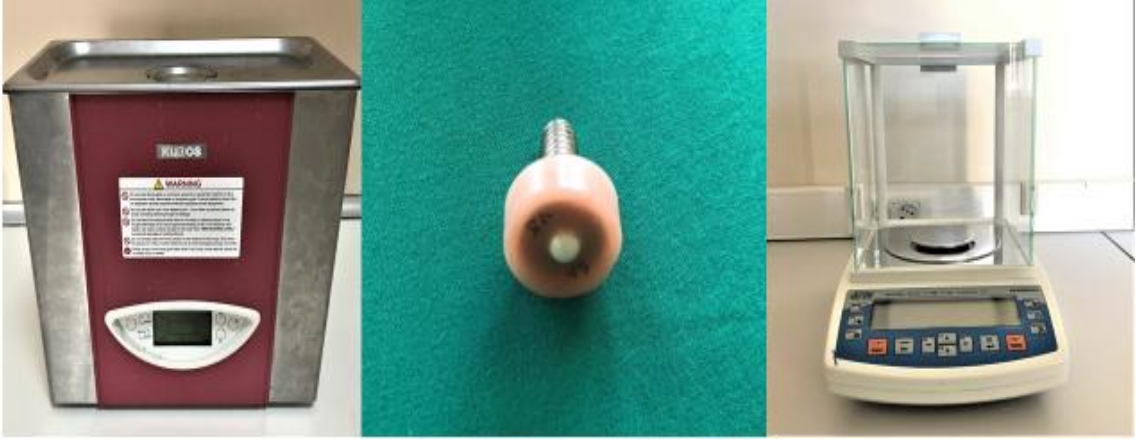
hazırlanmasına özen gösterilerek CAD/CAM materyallerin çigneme simülatöründe yere paralel olmaları sağlandı (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Seramik Örneklerin Çigneme Simülatörü İçin Hazırlanması

#### 3.1.4. Antagonist Aşındırıcı Bilyelerin Hazırlanması

$Al_2O_3$  antagonist aşındırıcı bilyelerin (Steatite, Hoechst CeramTec, Wunsiedel, Almanya) ağırlık kayıpları, hem simülasyon öncesi hem simülasyon sonrası ultrasonik (KUDOS HP Series 53kHz, P.R.Çin) olarak temizlenerek, hassas tartı (RADWAG AS 220.R2 Analytical Balance, Polonya) ile ağırlık ölçümleri 3'er kez tekrarlanarak ve ortalama değerler kaydedilerek hesaplandı (Şekil 3.6).



**Şekil 3.6.** Antagonist Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Aşındırıcıların Çiğneme Simülatörü İçin Hazırlanması

### 3.2. Örneklerin Çiğneme Simülatöründe Yaşlandırılması

Çalışmamız çiğneme simülatörü (esetron smart robot technologies, mod dental, 220 V AC – 50 Hz – 3500 W, Ankara, Türkiye) kullanılarak gerçekleştirildi. Çiğneme simülatöründe örneklere mekanik sıklusa eş zamanlı olarak termal siklus işlemi de uygulandı (Şekil 3.7).



**Şekil 3.7.** Çiğneme Simülatörü



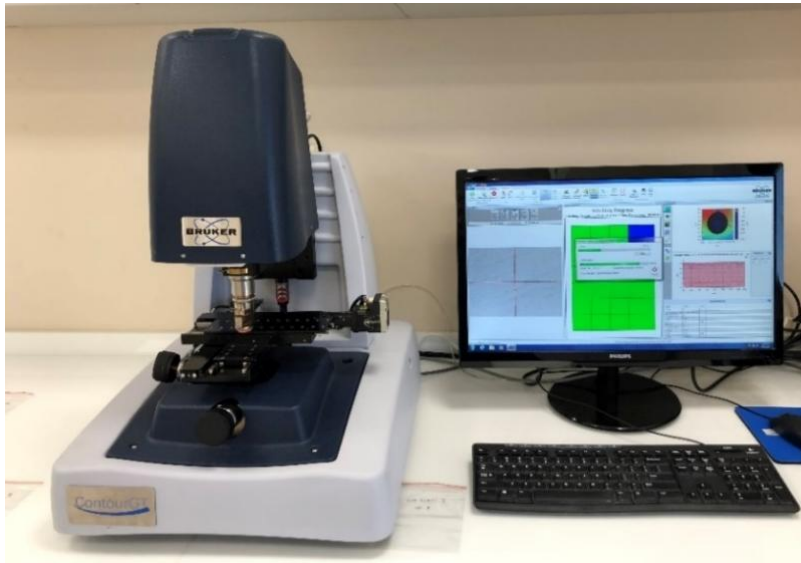
### Çiğneme Simülâtöründe Kullanılan Parametreler

Dual akslı çigneme simülâtöründe yaşlandırma için kullanılan parametreler:

- Yükselme hızı: 50 mm/sn
- İnme hızı: 50 mm/sn
- Yatay hareket: 1 mm
- Dikey hareket: 2 mm
- İlerleme hızı: 50 mm/sn
- Gerileme hızı: 50 mm/sn
- Siklus frekansı: 1.6 Hz
- Her bir örnek için ağırlık: 50 N
- Çiğneme siklusu: 400,000
- Termal siklus: 500

### 3.3. 3-Boyutlu Optik Profilometre

Seramik örneklerdeki aşınma 3-Boyutlu Optik Profilometre (BRUKER ContourGT, Manheim, Almanya) ile hacim kaybı (mm<sup>3</sup>) ölçülerek değerlendirildi (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. 3D-Optik Profilometre

### 3.4. Yüzey Pürüzlülüğünün Profilometre ile Ölçülmesi

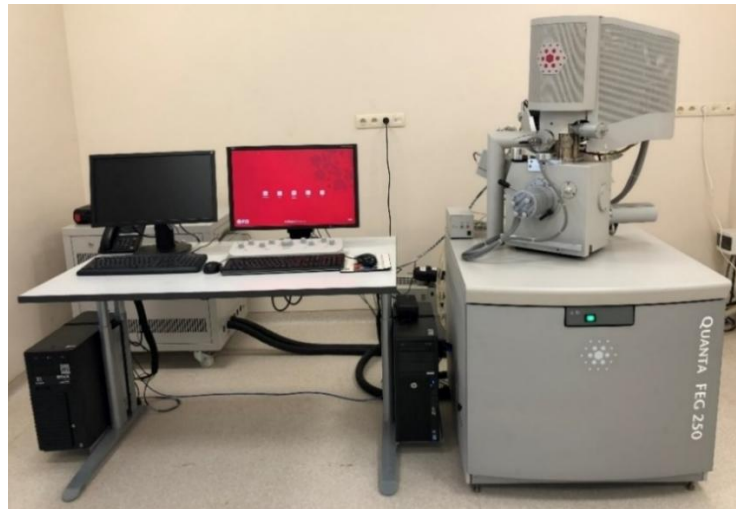
CAD/CAM materyallerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri 2-D Profilometre cihazı (Surtronic 25, Taylor Hobson Leicester, Britanya) ile gerçekleştirildi (Şekil 3.9). Tüm grupların ölçümlerinden önce kalibrasyon işlemi tekrarlandı. Her örnekten 3 ölçüm yapıldı ve verilerin (Ra) ortalamaları alınarak değerler kaydedildi.



Şekil 3.9. Profilometre

### 3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri

4 CAD/CAM seramik grubun ve antagonist aşındırıcı bilyelerin simülasyon öncesi ve sonrası (x2500, x10000) SEM (FEI-QUANTA FEG-250, OCTANE PRO, ABD) görüntüleri alındı (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

### 3.6. İstatistiksel Analiz

Çalışmada nicel değişkenler, ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerler kullanılarak sunuldu. Tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile nicel değişkenlerin gruplara göre ortalamaları arasındaki farklılıklar arandı. Anlamlı tek yönlü varyans analizi sonrası çoklu karşılaştırma için Tukey HSD ve T-test kullanıldı. Grafikselleştirme için sütun grafiğinden yararlanıldı. p değerleri 0.05'in altında hesaplandığında istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Hesaplamalar hazır istatistik yazılımı ile yapıldı (IBM SPSS Statistics Version 20, SPSS inc., an IBM Co., Somers, ABD).



## 4. BULGULAR

### 4.1. Gruplardaki Örnek Dağılımı

Bu çalışmada (n=8) 1. grup CEREC Blocs, 2. grup Vita Enamic, 3. grup Cerasmart ve 4. grup Lava Ultimate olmak üzere 4 CAD/CAM grubu kullanılırken, çiğneme simülatöründe bu gruplara antagonist olarak 4 grup 32 adet antagonist aşındırıcı bilye kullanılmıştır. Çalışmadaki CAD/CAM materyellerin yüzey aşınması, antagonist aşınma ve yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalama, standart sapma, en yüksek ve en düşük değerleri Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.1.** CAD/CAM Materyallerin ve Antagonist Aşındırıcıların Ölçüm Sonuçları

		Ortalama	Standart Sapma	En Düşük	En Yüksek
<b>Yüzey Aşınması</b> (mm <sup>3</sup> )	CEREC Blocs	0.311	0.087	0.20	0.44
	Vita Enamic	0.483	0.128	0.31	0.67
	Cerasmart	0.728	0.144	0.63	1.07
	Lava Ultimate	0.913	0.197	0.63	1.13
<b>Antagonist Aşınma</b> (mg)	CEREC Blocs	0.119	0.066	0.03	0.20
	Vita Enamic	0.093	0.039	0.04	0.16
	Cerasmart	0.068	0.037	0.01	0.12
	Lava Ultimate	0.143	0.035	0.10	0.21
<b>Pürüzlülük Değişimi</b> (µm)	CEREC Blocs	0.058	0.099	-0.06	0.24
	Vita Enamic	0.025	0.088	-0.08	0.21
	Cerasmart	0.030	0.064	-0.06	0.15
	Lava Ultimate	0.066	0.092	-0.06	0.25

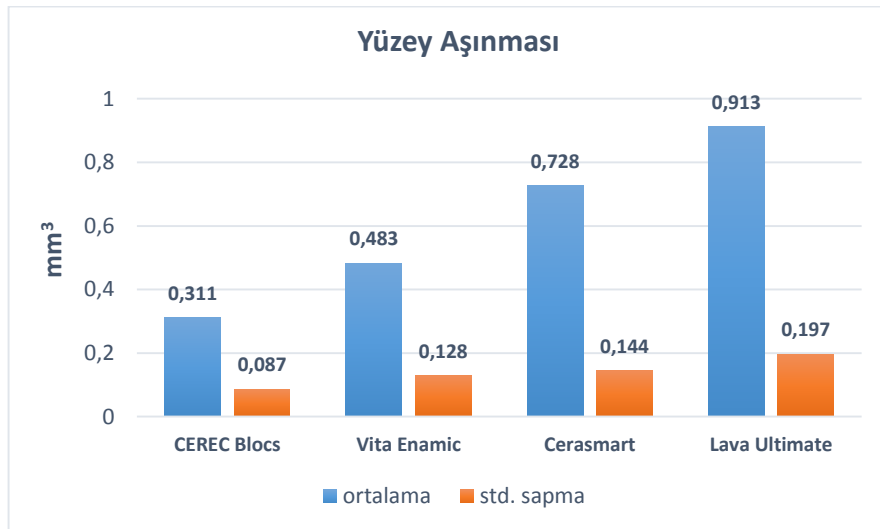
## 4.2. CAD/CAM Materyallerin Yüzey Aşınması Sonuçları

Yüzey aşınması sonuçları Tablo 4.2 ve Şekil 4.1’de gösterilmiştir. CAD/CAM materyallerin yüzey aşınması sonuçları en düşükten en yükseğe sırasıyla CEREC Blocs, Vita Enamic, Cerasmart, Lava Ultimate şeklindedir. CEREC Blocs ile Vita Enamic, Cerasmart ile de Lava Ultimate iki grup oluşturmışlardır ve gruplar arasındaki fark anlamlı iken ( $p < 0.05$ ) grup içindeki farklar istatistiksel olarak anlamsızdır ( $p > 0.05$ ).

**Tablo 4.2.** Yüzey Aşınması Sonuçları

Grup	Ortalama $\pm$ std. sapma
1- CEREC Blocs	0.311 $\pm$ (0.087) <sup>A</sup>
2- Vita Enamic	0.483 $\pm$ (0.128) <sup>A</sup>
3- Cerasmart	0.728 $\pm$ (0.144) <sup>B</sup>
4- Lava Ultimate	0.913 $\pm$ (0.197) <sup>B</sup>

\* Farklı harfler (A,B) gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu ifade etmektedir ( $p < 0.05$ ).



**Şekil 4.1.** Hacim kaybı ölçüm değerlerinin gruplara ilişkin sütun grafiği

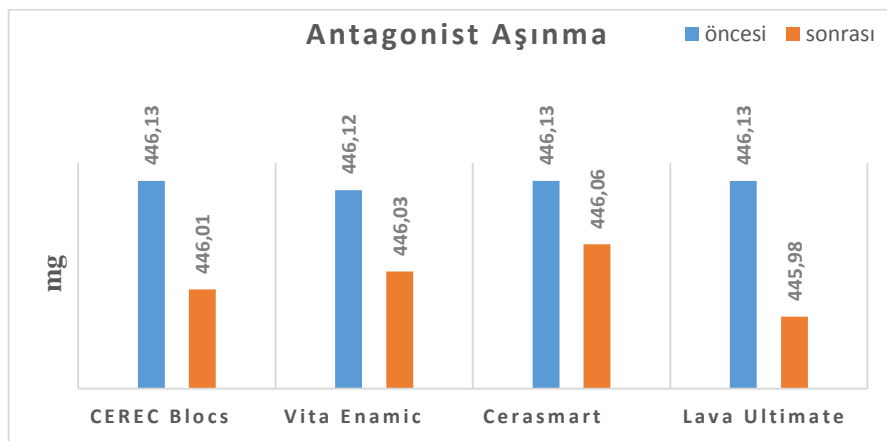
### 4.3. Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Antagonist Aşındırıcı Bilyelerin Ağırlık Kaybı Sonuçları

Antagonist aşınma sonuçları Tablo 4.3 ve Şekil 4.2’de gösterilmiştir. Bu sonuçlara göre en düşük antagonist aşınma sonucu Cerasmart grubunda bulunurken en yüksek antagonist aşınma Lava Ultimate grubunda bulunmuştur. Vita Enamic ve CEREC Blocs gruplarının sonuçları hem Cerasmart hem de Lava Ultimate gruplarının sonuçlarına benzer ve aralarındaki fark anlamsızdır (p>0.05). İstatistiksel olarak Cerasmart ile Lava Ultimate arasındaki fark anlamlı iken (p<0.05) diğer gruplar arasındaki farklar anlamlı değildir (p>0.05).

**Tablo 4.3.** Antagonist Aşınma Sonuçları

Grup	Ortalama ± std .sapma
3- Cerasmart	0.068 ± (0.037) <sup>A</sup>
2- Vita Enamic	0.093 ± (0.039) <sup>A,B</sup>
1- CEREC Blocs	0.119 ± (0.066) <sup>A,B</sup>
4- Lava Ultimate	0.143 ± (0.035) <sup>B</sup>

\* Farklı harfler (A,B) gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu ifade etmektedir (p<0.05).



**Şekil 4.2.** Antagonist aşındırıcıların ölçüm değerlerinin gruplara ilişkin sütun grafiği

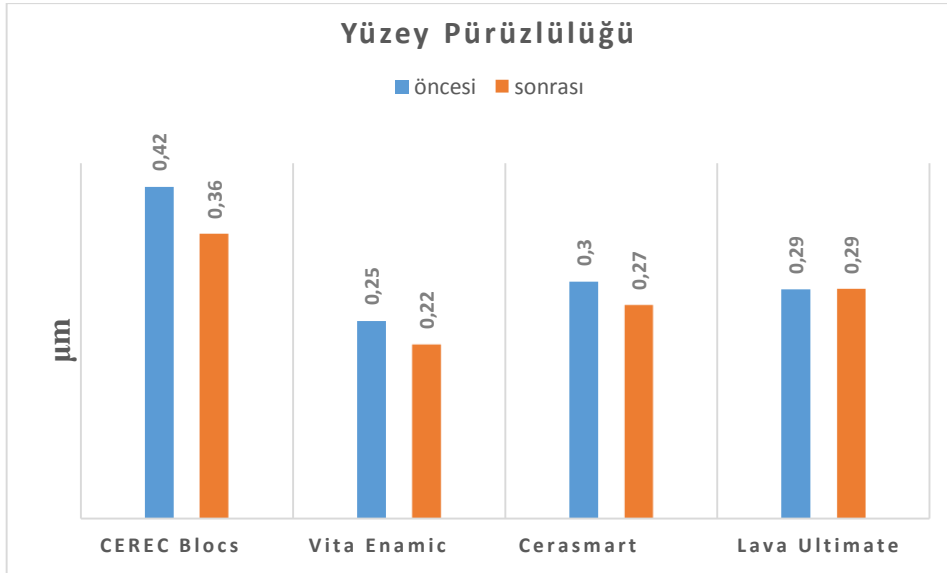
#### 4.4. CAD/CAM Blok Materyallerin Yüzey Pürüzlülük Değişimi Sonuçları

CAD/CAM materyallerin çiğneme simülasyonu ve termal siklus öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü değişimi sonuçları Tablo 4.4 ve Şekil 4.3’de gösterilmektedir. Bu sonuçlar değerlendirildiğinde istatistiksel olarak tüm gruplar arasındaki fark anlamsız bulunmuştur ( $p>0.05$ ).

**Tablo 4.4.** Yüzey Pürüzlülüğü Sonuçları

Grup	Ortalama $\pm$ std. sapma
2- Vita Enamic	0.03 $\pm$ (0.09) <sup>A</sup>
3- Cerasmart	0.03 $\pm$ (0.06) <sup>A</sup>
1- CEREC Blocs	0.06 $\pm$ (0.10) <sup>A</sup>
4- Lava Ultimate	0.07 $\pm$ (0.09) <sup>A</sup>

\* Aynı harf (A) gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını ifade etmektedir ( $p>0.05$ ).

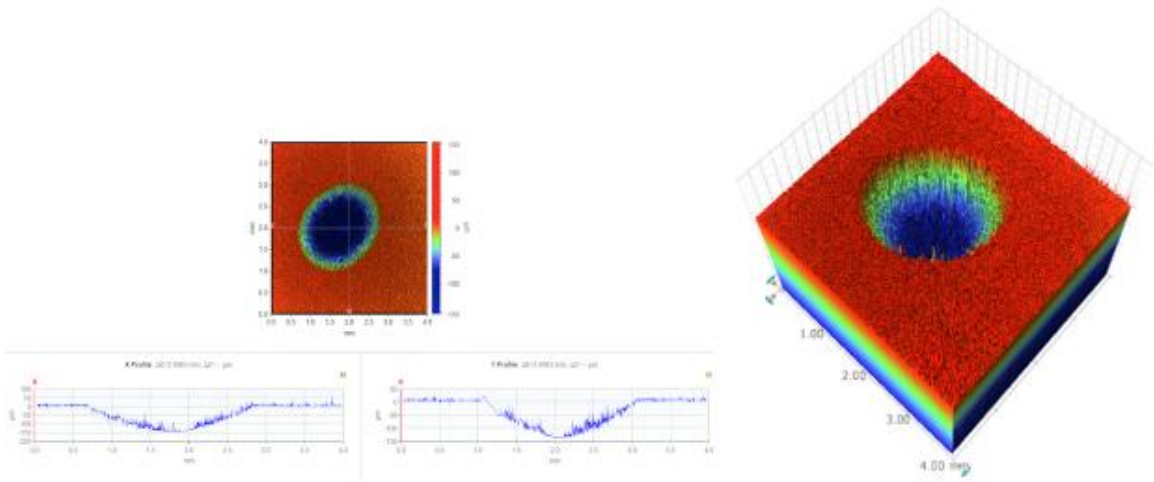


**Şekil 4.3.** Yüzey pürüzlülüğü değişimi ölçüm değerlerinin gruplara ilişkin sütun grafiği

#### 4.5. CAD/CAM Blok Materyallerin 3D-Optik Profilometre Görüntüleri

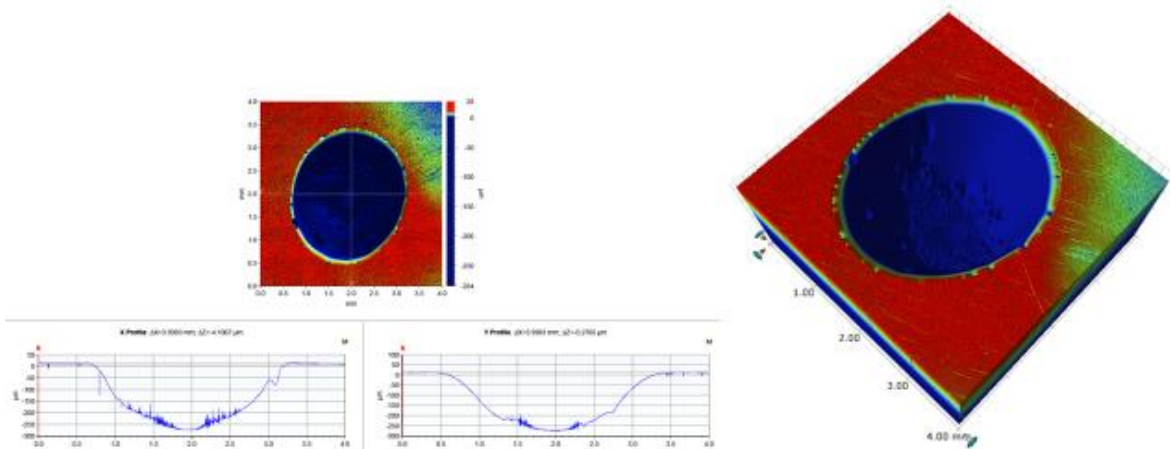
CAD/CAM materyallerin yüzey aşınmaları, 3D-Optik Profilometre ile, oluşan hacim kaybı ( $\text{mm}^3$ ) ölçülerek değerlendirilmiştir. Tarama işlemleri 4 mm x 4 mm'lik bir alanda gerçekleştirilmiş ve 4 CAD/CAM grubuna ait görüntüler Şekil 4.4 – 4.7'de gösterilmiştir.

#### CEREC Blocs



Şekil 4.4. CEREC Blocs örneğin aşınma sonrası 3D-Optik Profilometre görüntüsü

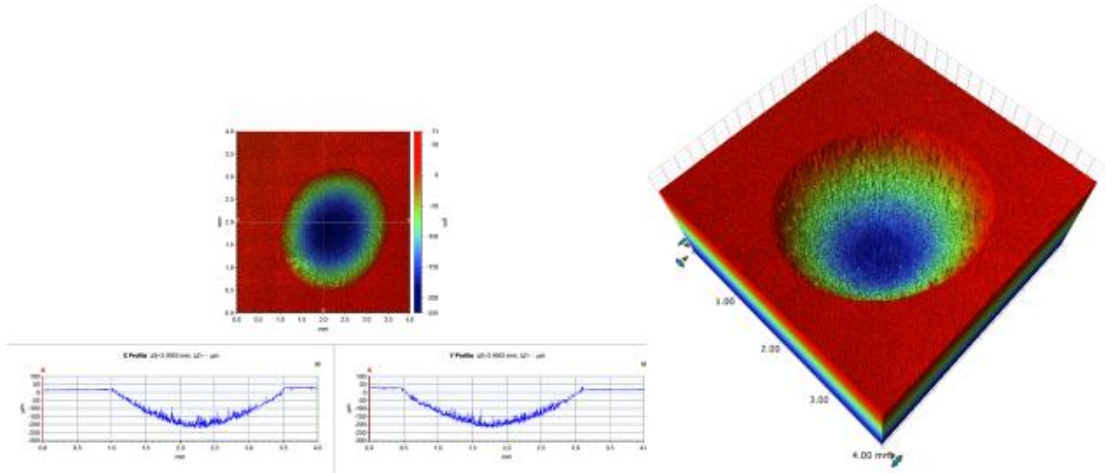
#### Cerasmart



Şekil 4.5. Cerasmart örneğin aşınma sonrası 3D-Optik Profilometre görüntüsü

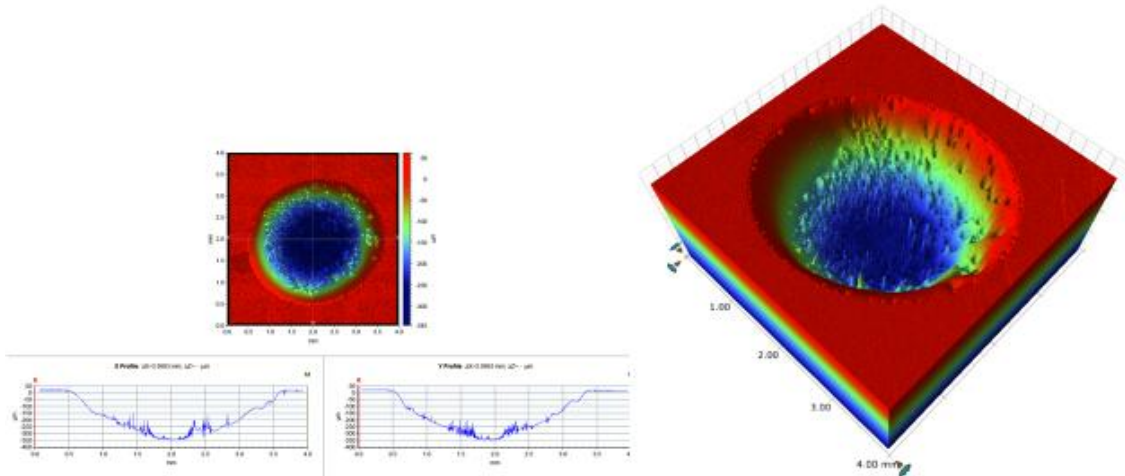


## Vita Enamic



Şekil 4.6. Vita Enamic örneğın aşınma sonrası 3D-Optik Profilometre görüntüsü

## Lava Ultimate



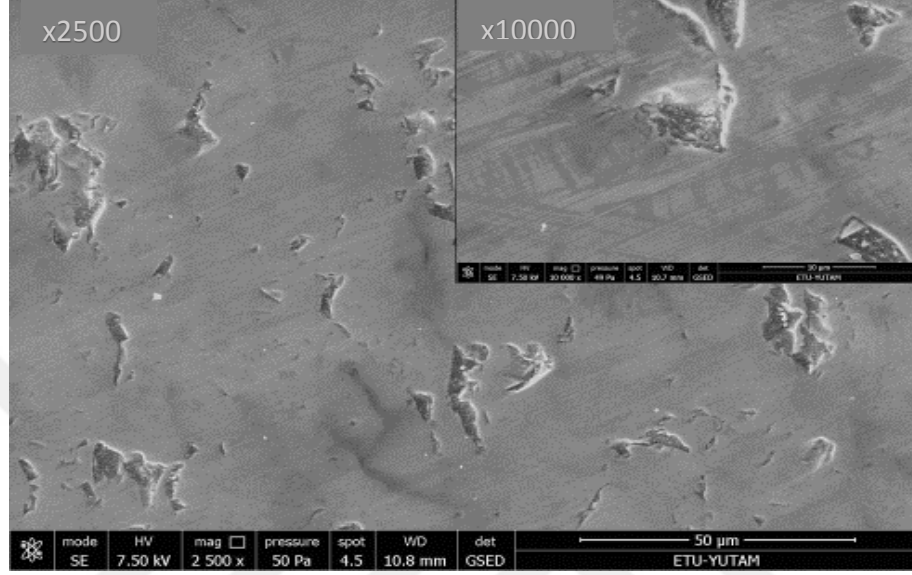
Şekil 4.7. Lava Ultimate örneğın aşınma sonrası 3D-Optik Profilometre görüntüsü

### 4.6. SEM Görüntüleri

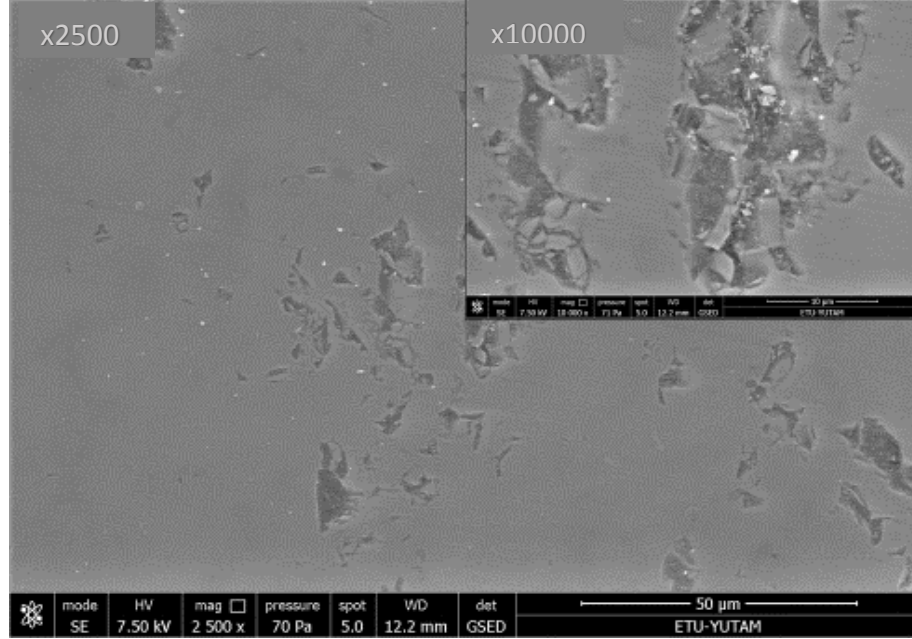
CEREC Blocs, Vitamic Enamic, Cerasmart, Lava Ultimate ve antagonist aşındırıcıların çıgneme simülasyonu öncesi ve sonrası (x2500, x10000) SEM görüntüleri Şekil 4.8 - 4.17'de görölmektedir.

## CEREC Blocs

CEREC Blocs örneklerin çiğneme simülasyonu öncesi SEM görüntüleri incelendiğinde geniş aralıklarla yayılmış düzensiz parçacıklar gözlenmektedir (Şekil 4.8). Simülasyon sonrası görüntüler parçacık kopmasını destekler niteliktedir (Şekil 4.9).



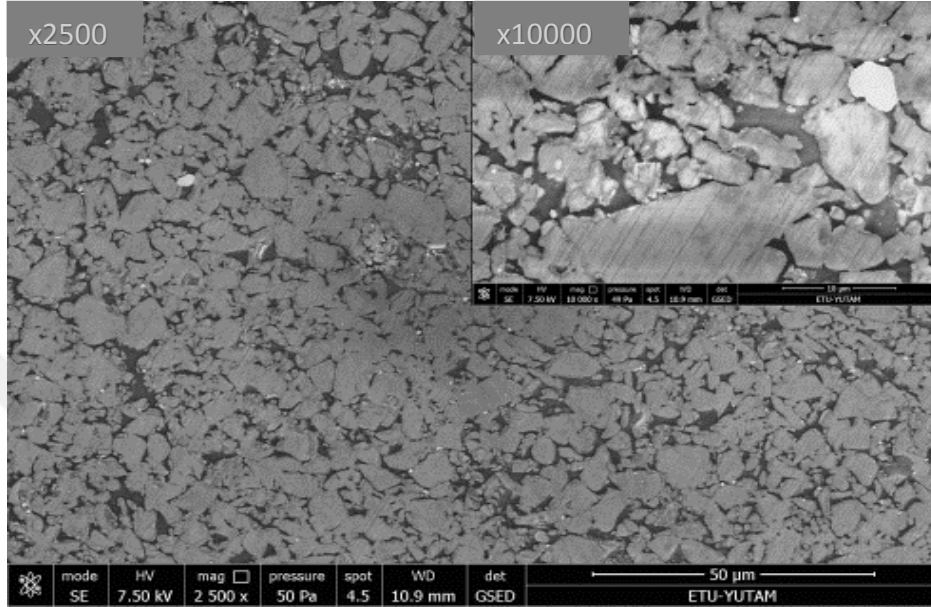
Şekil 4.8. CEREC Blocs simülasyon öncesi (x2500, x10000) SEM görüntüsü



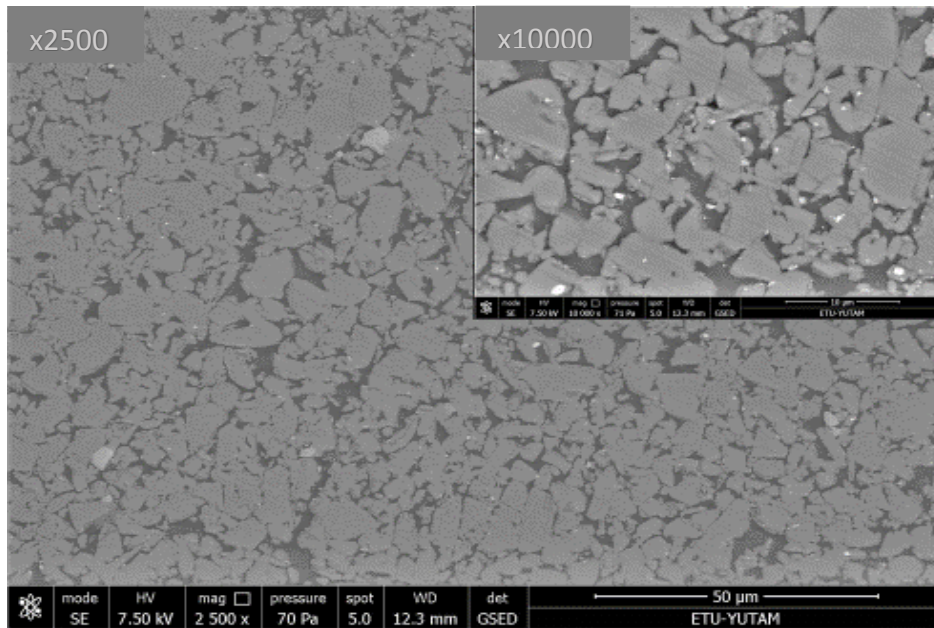
Şekil 4.9. CEREC Blocs simülasyon sonrası (x2500, x10000) SEM görüntüsü

## Vita Enamic

Vita Enamic örneklerin çiğneme simülasyonu öncesi SEM görüntülerinde uniform düzensiz seramik ağı görülmektedir (Şekil 4.10). Simülasyon sonrası görüntü Şekil 4.11’de görülmektedir.



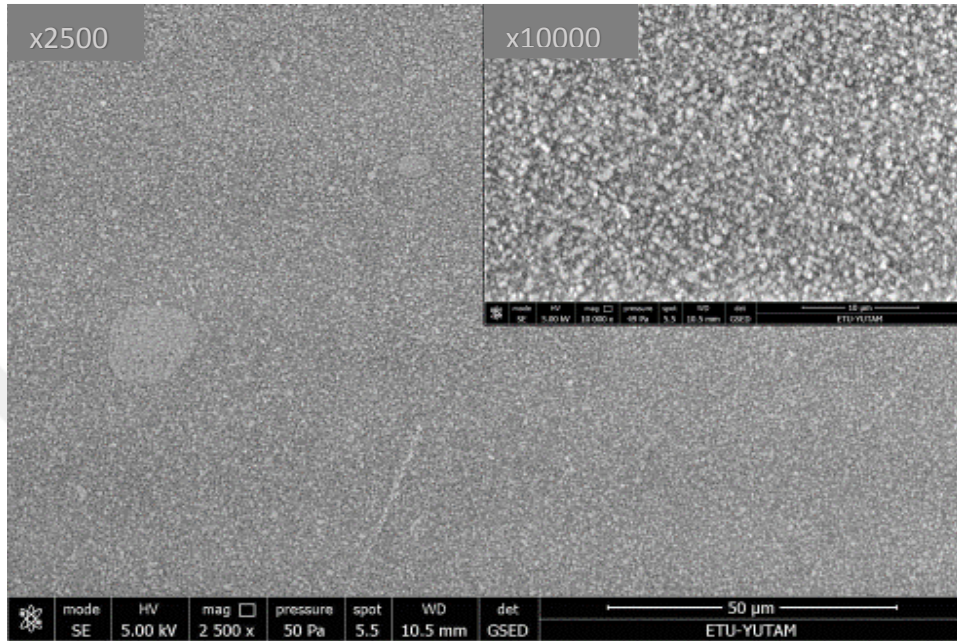
Şekil 4.10. Vita Enamic simülasyon öncesi (x2500, x10000) SEM görüntüsü



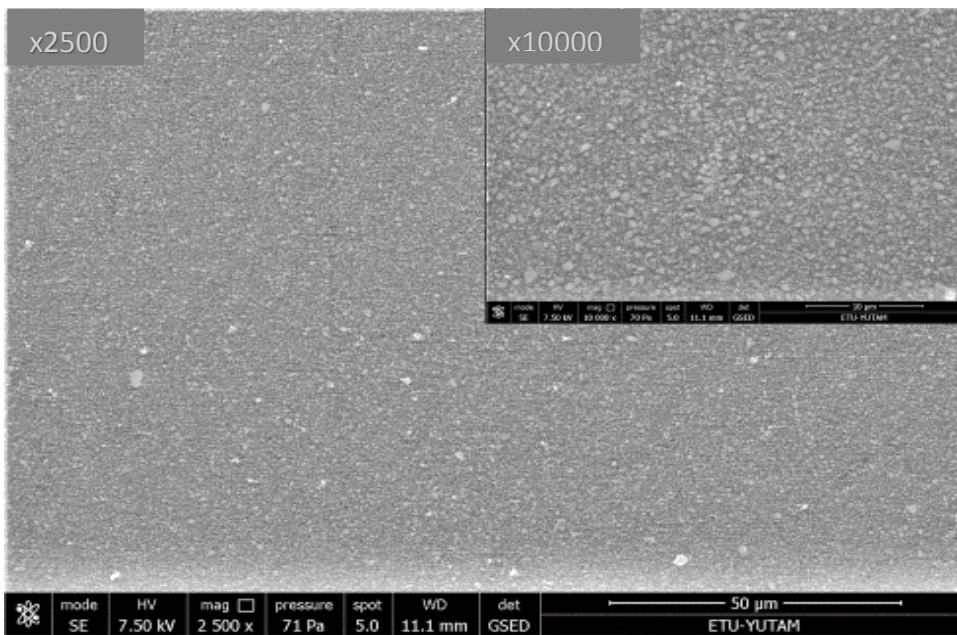
Şekil 4.11. Vita Enamic simülasyon sonrası (x2500, x10000) SEM görüntüsü

## Cerasmart

Cerasmart örneklerin çigneme simülasyonu öncesi SEM görüntüleri değerlendirildiğinde uniform düzensiz parçacıklar görülmektedir (Şekil 4.12). Simülasyon sonrası görüntüler Şekil 4.13’de izlenmektedir.



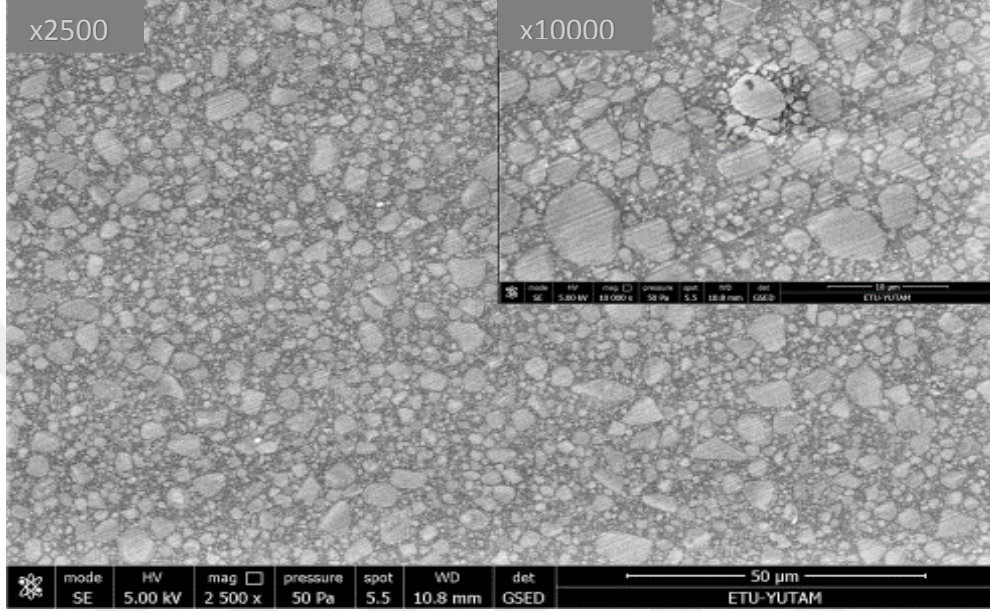
Şekil 4.12. Cerasmart simülasyon öncesi (x2500, x10000) SEM görüntüsü



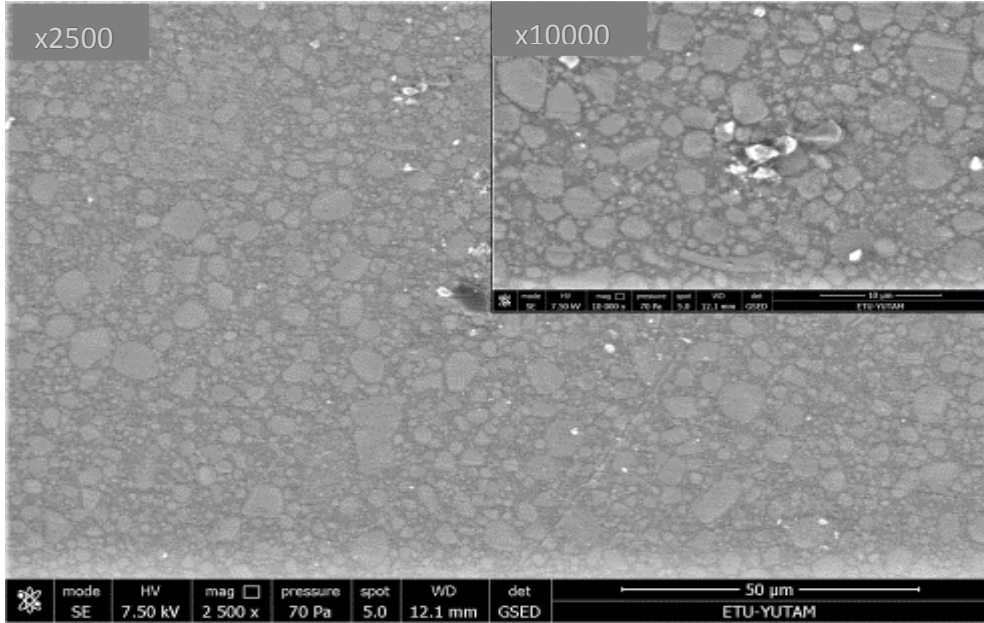
Şekil 4.13. Cerasmart simülasyon sonrası (x2500, x10000) SEM görüntüsü

## Lava Ultimate

Lava Ultimate örneklerin çigneme simülasyonu öncesi SEM görüntüleri incelendiğinde geniş aralıklarla yayılmış düzensiz parçacıklar ve küçük düzensiz parçacıklar görülmektedir (Şekil 4.14).



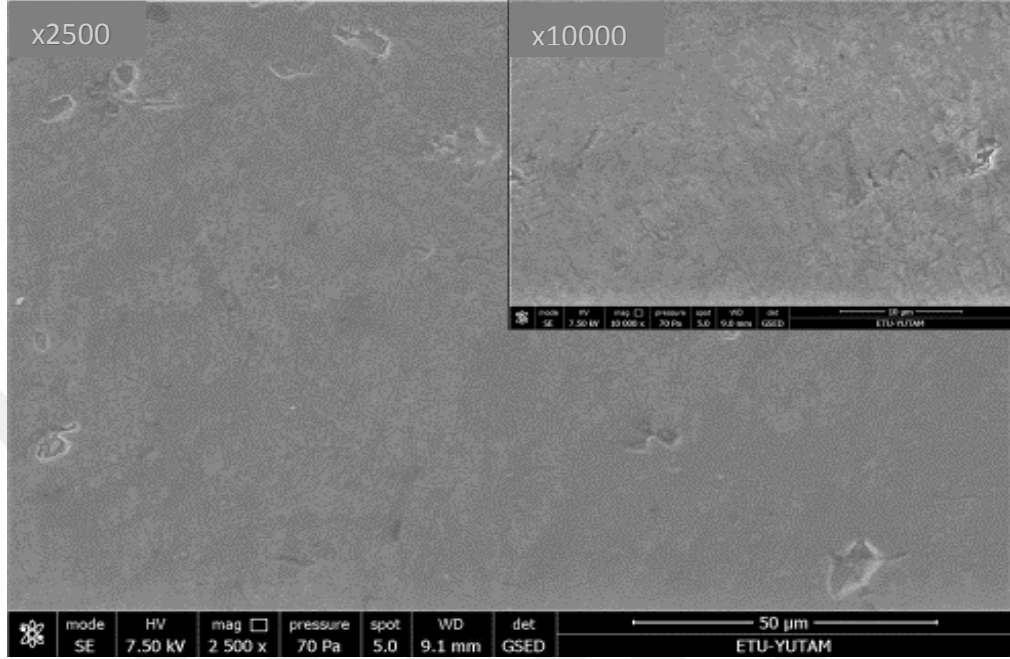
Şekil 4.14. Lava Ultimate simülasyon öncesi (x2500, x10000) SEM görüntüsü



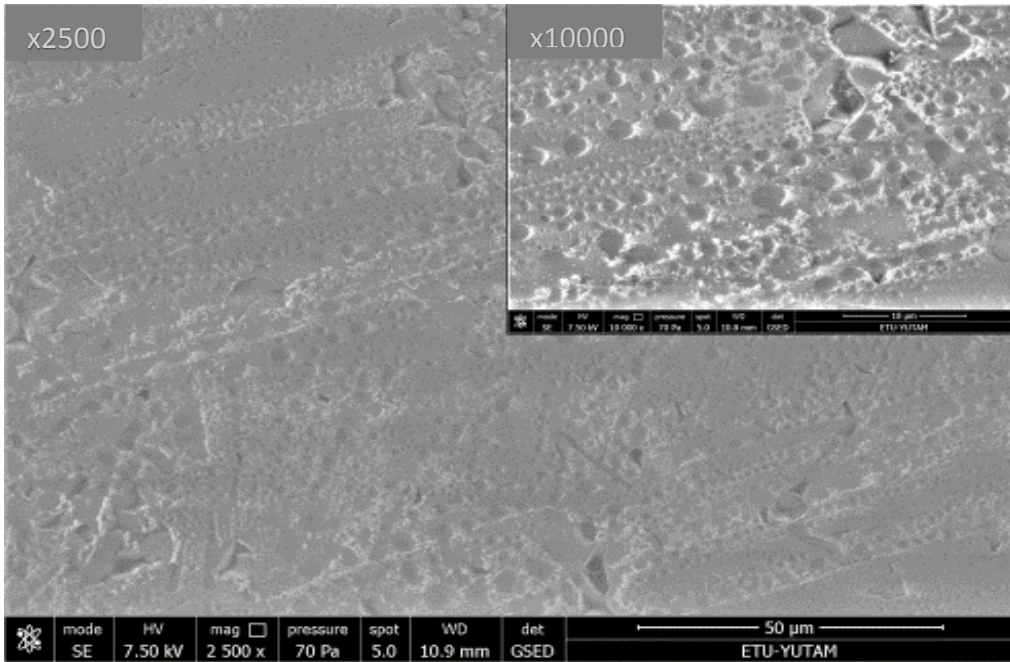
Şekil 4.15. Lava Ultimate simülasyon sonrası (x2500, x10000) SEM görüntüsü

## Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Antagonist Aşındırıcı Bilyeler

Antagonist aşındırıcıların SEM görüntüleri değerlendirildiğinde aşınma izleri gözlenmektedir (Şekil 4.16 - 4.17).



Şekil 4.16. Antagonistlerin simülasyon öncesi (x2500, x10000) SEM görüntüsü



Şekil 4.17. Antagonistlerin simülasyon sonrası (x2500, x10000) SEM görüntüsü

## 5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde dental kompozit ve seramik materyal kullanımı son yıllarda artış göstermektedir. Uygulanan kuvvet altında mikro çatlakların büyümesinden kaynaklanan başarısızlıklar hala potansiyel bir risktir. CAD/CAM teknolojisinin gelişmesi, kuron restorasyonlarında gelişmiş kompozit ve seramik materyaller kullanılmasına imkan tanımıştır. Bu sebeple üreticiler farklı içeriklerdeki CAD/CAM blokları piyasaya sürmüşlerdir. Son dönemde piyasaya sürülen CAD/CAM blokların içerisinde bulunan rezin yapı dikkat çekmektedir.

Kompozit rezin materyalleri, rezin ağ yapısı ve inorganik dolgu parçacıkları yönünden birçok faydaya sahip olsalar da, yeni kompozit rezin blokların aşınma dayanımının seramik materyallerinki kadar olup olamayacağı sorusu devam etmektedir.<sup>149</sup>

Bu çalışmanın amacı, farklı CAD/CAM hibrit materyallerin ve yaygın olarak kullanılan bir seramik materyalin, in vitro ortamda çiğneme simülatörü sonrasında yüzey aşınmalarını ve karşıt aşındırmalarını karşılaştırmaktır.

Restoratif materyaller, biyouyumlu ve dayanıklı olmalı, yüzey özelliğini ve estetik özelliklerini uzun süre korumalıdır.<sup>13</sup> Aynı zamanda korozyona karşı dirençli, düşük ısı ve elektrik iletkenliğine sahip ve estetik bir renk yelpazesine sahip olabilmelidirler.<sup>150</sup>

Baskılara karşı yüksek dayanıma sahip olan seramiklerin, (300-350 MPa) gerilim tipi kuvvetlere karşı ise dirençleri düşüktür (20-60 MPa).<sup>151</sup> Seramik restorasyon üretim tekniklerinin tümü günümüz diş hekimliğinde, sabit protetik restorasyon yapımında güvenilir şekilde kullanılmaktadır. Seramik yapıların güçlendirilmesi ve güçlendirilmiş hazır bloklardan bilgisayar destekli aşındırma yöntemleriyle restorasyonların üretilmesi, bu konuya olan ilgiyi artırmaktadır. Bu sistemler sayesinde elde edilen restorasyonlar, konvansiyonel kayıp mum-döküm tekniğine alternatif oluşturmaktadır. Materyal kalitesi

ve uyumluluğun yüksek olması beklentileri karşılamaktadır. Böylece, CAD/CAM kullanımı yaygınlaşmakta ve bu teknoloji sürekli gelişmeye devam etmektedir.<sup>152</sup>

Sertlik derecesi diş hekimliğinde, bir materyal değerlendirilirken dikkate alınması gereken önemli bir özelliktir. Restoratif materyallerin sertlik derecesinin antagonist dişlerde istenmeyen miktarda aşınma yaratmaması, bunun yanında kendisinin de aşınmasına sebep olmayacak derecede sert olması istenir.<sup>153</sup> Materyaller üzerinde yapılan araştırmalar mine ve dentine fiziksel ve biyolojik anlamda en yakın materyalin üretilmesi amacını taşımaktadır.<sup>154</sup> Kuron köprü restorasyonlarında porselenin antagonist dişlerde aşınmaya sebep olması ve bruksizm gibi olumsuz faktörlerin olduğu vakalardaki kırıklar, yeni nesil CAD/CAM rezin matriks seramik materyalleri gündeme getirmiştir.<sup>155</sup> CAD/CAM rezin matriks seramikler, diğer bir ifadeyle hibrit kompozit rezinlerin aşınma değerleri doğal dişe yakındır.<sup>156</sup> Bununla beraber, ağız içi streslere maruz kaldığında, doğal dişe benzer deformasyon kapasitesi göstererek, restorasyon ile diş arasında ortaya çıkarak kırılmaya neden olan streslerin daha az oluşmasını sağlamaktadırlar.<sup>157</sup>

Bu in vitro tez çalışmasında; 400,000 çiğneme simülasyonu ve 500 termal döngü sonrasında 3 hibrit ve 1 feldspatik seramikten oluşan 4 CAD/CAM monolitik materyalin aşınma miktarı incelendiğinde, hibrit seramikler feldspatik seramiğe göre daha fazla aşınma göstermiştir. En büyük aşınma değeri Lava Ultimate ( $0.913 \pm 0.197 \text{ mm}^3$ ) örneklerde görülürken en az aşınma CEREC Blocs (feldspatik seramik) ( $0.311 \pm 0.087 \text{ mm}^3$ ) örneklerde görülmüştür.

Tsujimoto ve ark.<sup>94</sup> 6 kompozit rezinin (Lava Ultimate, Paradigm MZ100, Cerasmart, Shofu Block HC, KATANA Avencia Block, Vita Enamic) 400,000 çiğneme simülasyonu ve 10,000 termal siklus sonrası yüzey aşınmalarını inceledikleri çalışmalarının sonucunda mevcut çalışmadan farklı olarak Vita Enamic ile Cerasmart'ın



yüzey aşınmaları arasında anlamlı fark yokken bu çalışmaya benzer olarak Lava Ultimate'in daha fazla yüzey aşınması gösterdiğini ifade etmişlerdir.

Zhi ve ark.<sup>149</sup> 4 kompozit rezin (Lava Ultimate, Kerr experimental material, Vita Enamic, 3M Paradigm) ve bir feldspatik seramik (Vita Mark II) 5 CAD/CAM materyalin 200,000 çiğneme simülasyonu ve 500 termal siklus sonrası aşınma dirençlerini araştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda bu tez çalışmasına benzer şekilde feldspatik seramiğin en düşük aşınma değeri gösterdiğini, ancak kompozit rezinlerin aşınma değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Simülasyon testlerinde klinik şartları yansıtmak için mine antagonistler gereklidir. Fakat mineden kaynaklanacak morfolojik ve yapısal farklılıklar, aşınma sonuçlarında yüksek varyasyonlara neden olarak standartlaştırılmış aşınma testlerini karmaşıktırabilir. Minenin kalınlığı ve geometrisindeki çeşitlilik ile dişlerin saklanma şartları mineyi daha kırılğan duruma getirebilir.<sup>158</sup>

Bazı araştırmacılar mineyi aşındırıcı olarak kullanırlarken bazıları ise başarısı tam olarak araştırılmış olmasa da üretimi ve bulunması kolay olduğu için paslanmaz çelik materyali aşındırıcı olarak kullanmışlardır.<sup>159, 160</sup> Ayrıca çeşitli seramik sistemlerin aşındırıcı olarak kullanıldığı da literatürde belirtilmektedir.<sup>159, 161, 162</sup>

Lawson ve ark.<sup>163</sup> çalışmalarında 6 CAD/CAM materyalin (Paradigm MZ100, Cerasmart, Lava Ultimate, Vita Enamic, Celtra Duo, e.max CAD) 400,000 çiğneme simülasyonu sonrası mekanik özelliklerini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarında bu çalışmanın sonuçlarına benzer olarak Vita Enamic örnekler, Cerasmart ve Lava Ultimate örneklerden daha düşük yüzey aşınması göstermiştir.

Naumova ve arkadaşlarının<sup>164</sup> 3 CAD/CAM materyal (Lava Ultimate, Vita Enamic, VITA Suprinity) ve doğal diş antagonisti kullandıkları 1,200,000 çiğneme simülasyonu sonrası değerlendirmelerinde, bu çalışmanın sonuçlarına benzer şekilde

Lava Ultimate'in en yüksek yüzey aşınması gösterdiği, farklı olarak ise yine Lava Ultimate'in en düşük antagonist aşınmaya neden olduğu görülmüştür.

Bu çalışmada  $Al_2O_3$  antagonist bilyeler kullanılmış ve çiğneme simülasyonu sonrası ağırlık kayıpları değerlendirildiğinde; Cerasmart ile Lava Ultimate arasında anlamlı fark bulunurken diğer gruplarda benzer sonuçlar bulunmuştur ve aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamsız olduğu görülmüştür ( $p>0.05$ ). Buna göre en fazla Lava Ultimate ( $0.143 \pm 0.035$  mg) en az ise Cerasmart ( $0.068 \pm 0.037$  mg) karşıt aşınmaya neden olmuştur.

Çalışmalarda kompozit rezinin aşınma dayanımının seramikten daha düşük olduğu gösterilmiştir.<sup>124, 165, 166</sup> Aşınma dayanımı, restorasyonun uzun ömürlü olması ve zaman içinde stabil bir oklüzal temas sürdürmesinin anahtarı olduğundan, yeni bir dental materyal kullanıldığında tekrarlanan yükler altında değerlendirmek gereklidir. Ek olarak, kolay, hızlı ve güvenilir olduklarından, aşınma dayanımı araştırmalarında in vitro simülasyon araştırmaları, in vivo klinik gözlemlere göre oldukça popülerdir.<sup>167, 168</sup>

Sripetchdanond ve ark.<sup>169</sup> kompozit rezinle oluşan mine aşınmasının, zirkonya ya da cam seramikten daha az olduğunu ve yalnızca kompozit rezinin, aşınma testi sonrası minenin yüzey pürüzlülüğünü artırmadığını belirtmişlerdir. Resin matriks seramiklerin dentin dokusuna yakın oranda elastisite ve ısıl genleşme katsayısına sahip olduğu belirtilmektedir.<sup>156</sup>

Kompozit resin materyaller kolay işlenebilir, intraoral olarak tamir edilebilirler, cilalanması ve oklüzal uyumlanmaları kolaydır. CAD/CAM kompozit resin materyaller, düşük aşınma direnci ve yüksek oklüzal aktivitesi olan hastalarda restorasyonun ömrünü azaltabilir, fakat karşıt mineye verdiği zarar seramikle karşılaştırıldığında daha az olabilir.<sup>149</sup>

Lauvahutanon ve ark.<sup>170</sup> bu tez çalışmasına benzer olarak Vita Enamic'in aşınma değerinin Lava Ultimate ya da Cerasmart'dan daha yüksek olduğunu farklı olarak ise antagonist dişte oluşan aşınmalar arasında rezin içeren materyaller ile seramik materyaller arasında istatistiksel olarak fark bulmadıklarını belirtmişlerdir.

Adachi ve arkadaşları<sup>11</sup> dental porselenlerin aşınma ve karşıt aşındırma karakteristiklerini incelediklerinde, sadece materyallerin sertlik ve kırılma sertliğinin dikkate alınmasının yanlış olacağını, bunun yanında yüzey pürüzlülüğünün de önemli bir etken olduğunu belirtmişlerdir. Restorasyonların yüzey pürüzlülükleri arttıkça daha da aşındırıcı olduklarını açıklamışlardır.

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçümüyle ilgili çalışmalar vardır. Yüzey pürüzlülüğündeki artış materyallerin yüzey alanının artmasına ve yüzey enerjisinin düşmesine, bu nedenle de bakteri ve plak retansiyonunun artmasına sebep olmaktadır.<sup>171, 172</sup> İçerikleri farklı olan materyallerin (zirkonya, lityum disilikat seramik, kompozit rezin ve diş minesi), doğal diş antagonistleri karşısında aşınma karakteristiklerinin incelendiği bir çalışmada tüm materyallerin yüzey pürüzlülüğü artışlarının anlamlı olduğu belirtilmiş, bunun yanında işlem sonunda örneklerin kendi aralarındaki yüzey pürüzlülük değerleri değişimi ise istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur.<sup>169</sup>

Bu tez çalışmasında ise yüzey pürüzlülüğü ile aşınma ve karşıt aşındırma arasında bir korelasyon bulunmamıştır.

Restorasyon üzerinden kalkan glaze tabakasına çare arayan kaynaklar, mekanik cilanın iyi bir çözüm olacağını bildirmişlerdir.<sup>173, 174</sup>

Amer ve ark.<sup>175</sup> porselenleri, pürüzlü, cilalı ve glazür uygulanmış gruplara ayırmışlar ve diş karşısındaki aşınmalarını incelemişler ve glazür uygulanmış grupların diğer gruplara göre daha fazla karşıt aşındırma yaptığını belirtmişlerdir.

Janyavula ve ark.<sup>119</sup> porselen örneklere glazür uygulanması ile mekanik cila uygulanması işlemlerinin karşıt dişler üzerindeki etkisini inceledikleri bir çalışmada, glazürlü porselenlerin daha fazla aşınma ve karşıt aşındırma gösterdiğini bildirmişlerdir.

Jagger ve ark.<sup>176</sup> içeriği aynı olan porselenleri, işlem uygulanmamış, glazür uygulanmış ve mekanik cila uygulanmış şekillerde gruplara ayırmışlardır. Glazür uygulanmış ve işlem uygulanmamış porselenlerin aşındırma sonuçları arasında anlamlı fark bulunmadığını, mekanik cila işlemi uygulanmış grupların daha az diş dokusunu aşındırdıklarını belirtmişlerdir.

Bu tez çalışmasında CAD/CAM seramik örneklerin polisaj işlemleri için sırasıyla büyük grenli pembe polisaj lastikleri ve küçük grenli gri polisaj lastikleri kullanılmıştır. Sonra elmas polisaj pastası kullanılarak cila işlemleri tamamlanmıştır.

Günümüzde ağız içi koşulları taklit etmek için çiğneme simülatörü kullanılmaktadır. Restorasyonların bir yıllık kullanımlarını yansıtmak için çiğneme simülatöründe 240,000 defa yükleme yapılmasının gerektiği bildirilmiştir.<sup>177, 178</sup> Test koşullarının klinik ortama yakın olması tercih edilmektedir. Ortalama in vivo çiğneme kuvvetleri 12N - 70N arasında değiştiğinden<sup>179, 180</sup> in vitro çalışmalarda, 1-1.6 Hz'lik frekans ve 50N çiğneme kuvveti<sup>158, 181</sup> ağız ortamını taklit etmek için yaygın olarak kullanılmaktadır.<sup>158</sup> Dental materyalleri yaşlandırmak için yapılan uygulamalardan biri termal siklustur. Bu işlem ile ilgili bir standart geliştirilememesiyle beraber 10,000 döngünün 1 yıla denk geldiği bildirilmiştir.<sup>182</sup> Bu yöntemlerde örneklerin devamlı ıslak olmaları ise ek bir yaşlandırmaya neden olabilmektedir.<sup>183</sup>

Yaşlanma, materyalin kırılma sertliğinde etkili olmakla beraber, porselen ve diş gibi plastik deformasyona uğramayan materyallerde yüzeyden hızlı madde kaybına neden olacak ve gevrek kırılmalar oluşturacaktır. Gevrek kırılmalar pürüzlü yüzeyler

oluşmasına sebep olmaktadır. Kırılmalar sonucunda oluşan küçük kırık parçacıkları ve keskin pürüzlü yüzeyler, antagonist yüzeylerde daha fazla aşınmaya neden olmaktadır.<sup>108</sup>

Bu çalışmada çiğneme simülatörünün mekanik yüklemeye ilgili parametreleri literatür verilerine uyumludur. Termal döngü kullanılmasının nedeni ise simülasyonun ağız ortamını daha iyi taklit etmesine imkan vererek antagonist yüzeyler arasında oluşacak debrisleri uzaklaştırmak ve böylece debrislerin üçüncü cisim etkisiyle aşınmayı ve karşıt aşındırmayı artırmalarına engel olmaktadır.

Çiğneme simülasyonunda standardizasyonun sağlanması amacıyla steatit antagonistler de kullanılmıştır.<sup>158</sup>

Termal siklus normalde mekanik yükleme ile birlikte uygulanmaktadır. Bu sebeple termal siklus sayısı mekanik testin uzunluğu ile termal siklus ünitesinde belirlenen bekleme ve duraklama sürelerine bağlıdır. İncelenen literatürlere göre termal siklus rejimi, geniş varyasyonlar sebebiyle bir standart belirtilememesi ve ayrıca in vivo doğal değişkenliği yansıtmadığı kabulüyle genellikle rastgele uygulanmaktadır.<sup>147</sup>

Konvansiyonel yöntemlerle üretilen restorasyonlar, daha yüksek kalitede olmalarına rağmen elde şekillendirilmeleri sebebiyle mekanik ve estetik yönden etkilenirler. Dolayısıyla üretim sırasında oluşabilecek hatalar, restorasyonun direcini ve kenar uyumunu olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Üretim tekniklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, geleneksel olarak toz-likid karışımıyla hazırlanmış, ısıyla preslenmiş ve CAD/CAM yöntemiyle üretilmiş seramik restorasyonlar elektron mikroskobu ile incelenmiştir. CAD/CAM yöntemiyle üretilenlerde poröziteye rastlanılmazken diğerlerinde porözite gözlenmiştir.<sup>98</sup> Bu durum, CAD/CAM için üretilen fabrikasyon blokların homojen olması ve üretimde kalite kontrolü yapılmasına bağlanabilir. Dolayısıyla, frezelenen materyallerde iç yapı kusurları genelde gözlenmez. Porözitenin olmaması restorasyonun direnci ve uyumu açısından önemlidir.<sup>98</sup>

Polimer infiltre edilmiş seramik materyallerin mekanik özelliklerini inceleyen Coldea ve ark.<sup>184</sup> çalışmalarında, poröz yapıdaki feldspatik seramiğin içerisine polimer infiltre edildiğinde materyalin mekanik özelliklerinin geliştirilebileceğini bildirmişlerdir. Bunun yanında materyaldeki polimer oranı ile seramik oranı da bükülme direnci, elastisite modülü ve sertlik değerini etkilemektedir. Rezin matris seramik materyaller, kompozitlerin olumlu özellikleriyle seramiğin olumlu özelliklerini birlikte barındırırlar. Bu materyallerin üretim amaçlarından biri de doğal diş yapısını korumaktır. Polimer infiltre rezin matris seramikler, doğal dişlere benzer mekanik özelliklere sahiptir. Elastisite modülü dentine yakın, Vickers sertliği ise mineyle dentin arasındadır. Bu materyaller ince tabakalar halinde üretilebilirler ve bunun yanında ağ içinde iç içe geçen polimerler, çatlakları engelleyerek materyale güç sağlarlar.<sup>184-186</sup>

Awada ve ark.<sup>95</sup> rezin ve seramik farklı CAD/CAM materyallerin (Lava Ultimate, Vita Enamic, Cerasmart, IPS Empress CAD, Vitablocs Mark II, Paradigm MZ100) mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, Cerasmart ve Vita Enamic gibi polimer bazlı blokların kenar bitim pürüzlülüklerini, bu çalışmanın sonuçlarını destekler nitelikte en düşük değerde gözlemlemişlerdir.

Klinik durumlara göre, minimal invaziv ya da invaziv olmayan restorasyonlar yapılabilir. Bu yüzden PICN materyaller, genç hastaları,<sup>187</sup> amelogenesis imperfekta ve benzer kalıtsal hastalıkları olanları<sup>188</sup> ayrıca brüksizmi ya da diş erozyonu olan hastaları tedavi amacıyla kullanılabilir.<sup>189</sup>

İn vitro çalışmalar materyallerin aşınma davranışlarının klinik öncesi araştırılması ve yeni materyallerin klinik uygulamalara uygun olup olmadığını ortaya çıkarmak için önemlidir. Ancak aşınma testlerinin (pin on blok, pin on disk, three-body wear vb), farklı kuvvetler, lateral hareketler ve çevre koşullarında (su, yiyecek vb.) farklı sonuçlara neden olacağı unutulmamalıdır.<sup>120</sup>

Başka çalışmalarda karşılaştırılan materyallerin aşınma sonuçlarının bu çalışmadan farklılık göstermesi, aşınma miktarlarını incelemek için kullanılan cihazların farklı olmasına, kullanılan cihaza göre aşınma değerlerinin alan, hacim ya da uzunluk gibi farklı birimlerde verilmesine ve farklı antagonist materyal seçilmiş olmasına bağlanabilir.

Dental restorasyon materyallerinin ve minenin aşınma dayanımını belirlemenin en ideal yolu in vivo sürdürülen çalışmalar olsa da klinik incelemelerin zaman alması, etkisi birbirinden ayrılamayan bir çok faktörün olması gibi nedenlerle aşınma dayanımının ölçüldüğü çalışmalarda çoğunlukla in vitro yöntemler kullanılmaktadır. Bugüne kadar dental malzemelerin sürtünme katsayısı ve aşınma dayanımını ortaya koyan triboloji testlerinde çeşitli yöntemler ve araçlar kullanılmıştır. Bu yöntemlerden en fazla tercih edileni; örnek ile aşındırıcı yüzey arasında gerçekleşen göreceli harekete bağlı aşınma meydana getiren iki boyutlu aşınma testleridir. Aşınma sağlayan geometrik tasarımlar içerisinde POD (pin on disk) aşınma testleri en sık kullanılanlardır. Bu aşınma testinin kullanıldığı cihazlardaki aşınmalar, örneklerin birbiri üzerinde belirli bir hareket mesafesi boyunca kaydırılması prensibiyle oluşmaktadır. Bu in vitro yöntem, basit ve çabuk sonuç verdiği için tercih edilmektedir.<sup>190</sup> Araştırmacılar, test yapılan cihazın çalışma mekanizması ve test ortamına göre sonuçların değiştiğini belirtmektedir.<sup>142, 191, 192</sup>

Mekanik yükleme ve termal siklus ile ilgili parametreler literatürdeki bir çok in vitro çalışmaya uygun seçilmiştir.<sup>193, 194</sup> Çiğneme simülöründe mekanik yükleme testinde Vickers sertliği diş minesine benzeyen seramik bilyeler ( $r=3$ ) (Steatite, Hoechst Ceram Tec, Wunsiedel, Almanya) antagonist olarak kullanılmıştır.<sup>195</sup>

Mekanik profilometre cihazları çalışmalarda kullanıldığında, cihazın metal uçlarında ve ölçüm sırasında temas edilen yüzeyde hasar oluşabileceği, bu sebeple de ölçüm hassasiyetinin etkilenebileceği bildirilmiştir.<sup>196</sup>

Bu çalışmada porselen örneklerin aşınma ölçümleri, önceki çalışmalara göre daha hassas olduğu bildirilen hacimsel değişimlere göre gerçekleştirilmiştir. Önceki çalışmalardaki gibi<sup>119, 122, 197</sup> üç boyutlu tarayıcı aracılığıyla bilgisayar ortamına aktararak verilerin incelenmesiyle ölçümler yapılmıştır.

Heintze ve arkadaşları,<sup>167</sup> dental materyallerin laboratuvar deneylerinde aşınmasının ölçülmesi için çeşitli yöntemler test etmişlerdir. 3 ölçüm prensibinin; 3 boyutlu lazer, mekanik ve optik yöntemlerin, düz örneklerde meydana gelen aşınmanın ölçülmesi için uygun olduğunu belirtmişlerdir. Ölçüm yöntemlerinden bağımsız olarak hem hacim kaybının hem de dikey kaybın birbiriyle güçlü bir şekilde ilişkili olduğu bu yüzden her iki değişkeni de ölçmenin gereksiz olduğunu ifade etmişlerdir. Maksimum yükseklik kayıpları ve aşınma hacimleri sıralamalarının fazlasıyla kabul edildiği belirtilmektedir.<sup>198</sup>

Aşınma ve madde kayıplarıyla ilgili çalışmalarda aşınma değeri ölçümleri farklı şekillerde gerçekleştirilmektedir. Zhi ve ark.<sup>149</sup> aşınma değerlerini, materyallerin yükseklik değişimlerine ve kaybolan alanın derinliğine göre hesaplamışlardır. Ancak bu tür hesaplamalarda, aşınma alanının homojen olduğu kabul edilip, aşınma alanının morfolojik yapısı çok fazla dikkate alınmaz. Materyallerin aşınma hesaplamalarının işlem öncesi ile işlem sonrası yükseklik farklılıklarıyla yapılması, aşınma sırasında temas yüzeylerindeki değişimin dikkate alınmaması ve aşınmanın sürekli yalnızca en derin noktada gerçekleştiğinin düşünülmesine sebep olmaktadır.<sup>137</sup>

Materyallerin aşınma ve madde kayıplarının, kütleli değişimlere göre de hesaplanıldığı belirtilmektedir.<sup>199</sup> Dahl ve arkadaşlarının<sup>200</sup> altın alaşımı, seramik ve rezin içerikli restorasyonların ağızdaki aşınma değerlerini inceledikleri çalışmalarında, materyallerin 30, 60 ve 90 gün kullanımları sonrasında ağırlık değişimlerine göre aşınmalarını karşılaştırmışlardır.<sup>200</sup> Bu tür hesaplamaların dezavantajları, özellikle diş



dokusu içerisindeki nem oranının tam kontrol edilememesi ve bu durumun ölçümleri etkileyebilmesidir.<sup>122</sup>

Bu çalışmada aşınma sonuçları, CAD/CAM materyallerin yüzey aşınmaları 3-Boyutlu Optik Profilometre ile hacim kaybı (mm<sup>3</sup>) hesaplanarak, antagonist bilyelerin aşınmaları ise hassas tartı ile ağırlık kaybı (mg) ölçülerek elde edilmiştir.

Zhi ve arkadaşlarının<sup>149</sup> bir in vitro çalışmasında feldspatik seramik, test edilen materyaller arasında en düşük aşınma değeri göstererek en yüksek aşınma dayanımı sergilemiştir. Aşınma testinden sonra numunelerin taramalı elektron mikroskobu görüntülerinde nanokompozit rezin seramik Lava Ultimate materyalinin yıpranan yüzeyleri mevcut çalışmaya benzer şekilde pürüzsüzdür ve Vita Enamic materyalinin aşınmış yüzeyleri diğerlerinden oldukça kabadır.<sup>149</sup>

Tsujimoto ve ark.<sup>94</sup> CAD/CAM materyallerin yüzey aşınmalarını inceledikleri çalışmalarının SEM görüntülerinde, materyallerin dolgu-parçacık büyüklüğü, şekli ve dağılımında belirgin farklılıklar görmüşlerdir. Resin kompozitlerin çok çeşitli dolgu-parçacık boyutları ve şekilleri sergilediğini ifade etmişler, Lava Ultimate'in parçacık boyutu dağılımında, Cerasmart'dan daha büyük parçacıklar içerdiği ve Vita Enamic'in farklı olarak düzensiz bir seramik ağ sergilediğini belirtmişlerdir.

Lawson ve ark.<sup>163</sup> Paradigm MZ100, Cerasmart, Lava Ultimate, Vita Enamic, Celtra Duo ve e.max CAD materyallerinin mekanik özelliklerini inceledikleri çalışmalarında; inceledikleri SEM görüntülerinde Cerasmart ve Lava Ultimate'in yüzeyinde, bir polimer matriksine gömülmüş cam dolgu parçacıkları görmüşlerdir. Cerasmart'ın, 500 µm'den daha küçük olan düzgün boyutlu dolgu parçacıkları içerdiği, Lava Ultimate'in ise, yaklaşık 1 mikron boyutunda çok daha küçük ayrık parçacıklardan meydana gelen geniş dolgu parçacık kümesine sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Bu in vitro tez çalışmasında SEM görüntüleri incelendiğinde; CEREC Blocs örneklerde çiğneme simülasyonu öncesi geniş aralıklarla yayılmış düzensiz parçacıklar gözlenmektedir. Simülasyon sonrası görüntüler parçacık kopmasını destekler niteliktedir. Vita Enamic örneklerin SEM görüntülerinde uniform düzensiz seramik ağı görülmektedir. Çiğneme simülasyonu öncesi SEM görüntüleri değerlendirildiğinde Cerasmart örneklerde uniform düzensiz parçacıklar, Lava Ultimate örneklerde ise geniş aralıklarla yayılmış düzensiz parçacıklar ve küçük düzensiz parçacıklar görülmektedir.

Monolitik CAD bloklar ile teknisyen ve laboratuvar işlemleri elimine edilerek hata oranı azaltılmış, üretim sırasında harcanan süre kısaltılmıştır. Monolitik kuron dizaynı, klinisyenlerin iki tabakalı sistemlerde karşılaşılabileceği olası potansiyel sorunları azaltmasına rağmen, bu durumu daha ayrıntılı olarak desteklemek için daha uzun süreli klinik çalışmalar gerekmektedir.<sup>201</sup> Kullanılan materyalin belirlenmesindeki kriterlerden ilki çiğneme kuvvetlerine karşı materyalin yeterli mekanik özelliklere sahip olması ve kalan diş dokusunu koruyabilmesidir.<sup>202</sup>

Mevcut tez çalışmasına ait tüm sonuçlar ele alındığında; Hibrit seramikler feldspatik seramiğe göre daha fazla aşınma göstermiş, bunun yanında CEREC Blocs ile Vita Enamic arasındaki fark anlamsız bulunmuştur. Böylece; çalışmanın 1. hipotezi kısmen kabul edilmiştir. Lava Ultimate, CEREC Blocs'dan (feldspatik seramik) daha fazla antagonist aşınmaya neden olduğu için çalışmanın 2. hipotezi reddedilmiştir.

Bu çalışmanın bir sınırlaması, örnekler kuron şeklinde hazırlanırsa aşınma ve aşındırma sonuçlarının değişebileceğidir.

CAD/CAM teknolojisi ile üretilen restorasyonların standart hale getirilmiş üretim süreçleri, tek tip materyal kalitesine, restorasyonların tekrarlanabilmesine ve üretim maliyetlerinin azaltılmasına imkan sağlamıştır. Sonuçta, çift katmanlı ve monolitik uygulamalarda kullanılmak için yeni nesil seramik ile kompozit materyaller

geliştirilmiştir. Yeni üretilen monolitik CAD/CAM bloklarının uzun dönemdeki başarısını görebilmek için, klinik uygulamalar öncesinde, uzun dönem stabiliteleri açısından, farklı koşullarda in vitro olarak araştırılmaları gerekmektedir.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı CAD/CAM hibrit materyallerin ve feldspatik seramiğin, çiğneme simülâtörü sonrası yüzey aşınmalarının ve karşıt yüzey aşınma miktarlarının incelendiği bu tez çalışmasının bulguları değerlendirildiğinde şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Hibrit seramikler feldspatik seramiğe göre daha fazla aşınma göstermiştir. CAD/CAM materyallerin yüzey aşınması sonuçları en düşükten en yükseğe sırasıyla CEREC Blocs, Vita Enamic, Cerasmart, Lava Ultimate şeklindedir.
2. CEREC Blocs ile Vita Enamic, Cerasmart ile de Lava Ultimate iki grup oluşturmuşlardır ve gruplar arasındaki fark anlamlı iken ( $p<0.05$ ) grup içindeki farklar istatistiksel olarak anlamsızdır ( $p>0.05$ ).
3. Cerasmart ve Vita Enamic, feldspatik seramiğe göre daha az antagonist aşınmaya sebep olmuşlardır.
4. Antagonist bilyelerin çiğneme simülasyonu sonrası ağırlık kayıpları değerlendirildiğinde, Cerasmart ile Lava Ultimate arasında anlamlı fark bulunurken ( $p<0.05$ ) diğer gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Buna göre en fazla Lava Ultimate en az ise Cerasmart karşıt aşınmaya neden olmuştur.

Hibrit seramiklerin ağız içi polisaj işlemleri kolay olduğu için belirli periyotlarda bu işlemlerin tekrarlanması hem pürüzsüz hale gelmelerini hem de daha az karşıt aşınmaya neden olmalarını sağlayacaktır.

Çalışmamızın sınırları göz önüne alındığında, çiğneme simülasyonunun süresi uzatılarak belirli siklus sayılarında ölçümler tekrarlanıp, hibrit seramiklerin daha uzun sürelerdeki aşınma ve karşıt aşındırma davranışları incelenebilir.

## KAYNAKLAR

1. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 2001, 85: 61-66.
2. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater*, 2008, 24: 1556-1567.
3. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 1994, 7: 329-338.
4. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*, 2015, 28: 227-235.
5. Al-Wahadni A. An in vitro investigation into the surface roughness of 2 glazed, unglazed, and refinished ceramic materials. *Quintessence Int*, 2006, 37: 311-317.
6. Kawai K, Urano M. Adherence of plaque components to different restorative materials. *Oper Dent*, 2001, 26: 396-400.
7. al-Wahadni A, Martin DM. Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *J Can Dent Assoc*, 1998, 64: 580-583.
8. Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *J Oral Rehabil*, 2014, 41: 314-322.
9. Lu H, Roeder LB, Lei L, Powers JM. Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *J Esthet Restor Dent*, 2005, 17: 102-108; discussion 109.

10. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*, 1997, 13: 258-269.
11. Adachi LK, Saiki M, de Campos TN, Adachi EM, Shinkai RS. Initial enamel wear of glazed and polished leucite-based porcelains with different fusing temperatures. *Gen Dent*, 2009, 57: 363-367.
12. Shaw L, Smith AJ. Dental erosion--the problem and some practical solutions. *Br Dent J*, 1999, 186: 115-118.
13. Anusavice KJ, Shen, C., & Rawls, H. R. . Elsevier Health Sciences. *Phillips' science of dental materials*, 2013.
14. Anusavice KJ, Shen, C., & Rawls, H. R. . *Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences*, 2013.
15. McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics. The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use. *Quintessence Publishing Co., Inc. Chicago*, 1979, 1.
16. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont*, 2003, 16: 587-592.
17. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*, 2011, 56 Suppl 1: 84-96.
18. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am*, 2007, 51: 713-727, viii.
19. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont*, 2008, 21: 223-227.

20. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*, 2004, 48: viii, 531-544.
21. Pilathadka S, Vahalova D. Contemporary all-ceramic materials, part-1. *Acta Medica (Hradec Kralove)*, 2007, 50: 101-104.
22. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Elsevier Health Sciences. . *Phillips' science of dental materials*, 2003.
23. Yavuzylmaz H, et al. *Acta Odontologica Turcica. Tam porselen sistemleri II.*, 2005, 22: 49.
24. Callister WD. *Materials science and engineering: an introduction; John Wiley & Sons.* 1997.
25. Groover M, Zimmers E. *CAD/CAM: computer-aided design and manufacturing: Pearson Education.*, 1983.
26. Higgins A. *The CAD/CAM Hall of Fame. Machine Design.*, 1999, 71: 52-55.
27. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*, 1991, 1: 150-154.
28. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, 2009, 28: 44-56.
29. Rekow ED. Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story. *J Am Dent Assoc*, 2006, 137 Suppl: 5S-6S.
30. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J*, 2011, 56 Suppl 1: 97-106.
31. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont*, 2002, 15: 122-128.

32. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand*, 1993, 51: 59-64.
33. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent*, 1996, 76: 187-193.
34. ISO. SO 12836 Digitizing devices for CAD CAM systems for indirect dental restorations – test methods for assessing accuracy *Dentistry*, 2015.
35. Güleç G. CAD/CAM Restorasyonların Termomekanik Yaşlandırılmasının Kırılma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Tokat: Gaziosmanpaşa Üniversitesi, 2017
36. Marchack CB. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *J Prosthet Dent*, 2007, 97: 389-394.
37. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*, 1999, 2: 9-35.
38. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc*, 2001, 132: 1301-1303.
39. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*, 2005, 26: 507-508, 510, 512 passim; quiz 517, 527.
40. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc*, 2004, 135 Suppl: 11S-16S.
41. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 2008, 204: 505-511.
42. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*, 2004, 7: 25-45.



43. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent*, 2010, 38: 553-559.
44. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, 2006, 137: 1289-1296.
45. Witkowski S. CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol*, 2005, 28: 169-184.
46. Noorani R. Rapid prototyping: principles and applications. *John Wiley & Sons Incorporated*, 2006.
47. Scotti R, Cardelli P, Baldissara P, Monaco C. WITHDRAWN: Clinical fitting of CAD/CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling. *J Dent*, 2011.
48. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent*, 2006, 96: 96-99.
49. Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater*, 2002, 18: 12-19.
50. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*, 2010, 31: 682-684, 686, 688 passim; quiz 698, 700.
51. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle 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. *Clin Oral Implants Res*, 2007, 18 Suppl 3: 73-85.

52. Fischer J, Stawarczyk B, Hammerle CH. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent*, 2008, 36: 316-321.
53. Giordano R, Cima M, Pober R. Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 1995, 8: 311-319.
54. Krejci I, Lutz F, Reimer M. Wear of CAD/CAM ceramic inlays: restorations, opposing cusps, and luting cements. *Quintessence Int*, 1994, 25: 199-207.
55. Fradeani M, Redemagni M, Corrado M. Porcelain laminate veneers: 6- to 12-year clinical evaluation--a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2005, 25: 9-17.
56. Otto T. Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2004, 24: 446-455.
57. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 2010, 31: 702-704, 706, 708-709.
58. Vitablocs. Product Information. <http://www.vitazahnfabrik.com/en/VITABLOCS-Mark-II-25030,27568,85234.html>., 2015.
59. Information SP. <http://www.sirona.com/en/products/digitaldentistry/cad-cam-materials/?tab=254>, 2017.
60. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*, 1996, 7: 134-143.
61. Seghi RR, Crispin BC, Mito W. The effect of ion exchange on the flexural strength of feldspathic porcelains. *Int J Prosthodont*, 1990, 3: 130-134.
62. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent*, 2002, 88: 4-9.

63. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont*, 2010, 23: 434-442.
64. Gonzaga CC, Cesar PF, Okada CY, Fredericci C, Beneduce Neto F, Yoshimura HN. *Materials Research*, 2008, 11: 301-306.
65. Groten M, Probst L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 1997, 10: 169-177.
66. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int*, 2002, 33: 503-510.
67. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*, 2004, 20: 441-448.
68. Holand W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices*, 2008, 5: 729-745.
69. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*, 2000, 53: 297-303.
70. Harrer W, Danzer R, Morrell R. Influence of surface defects on the biaxial strength of a silicon nitride ceramic—Increase of strength by crack healing. *J Euro Cer Soc*, 2012, 32: 27-35.
71. Reich S, Schierz O. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clin Oral Investig*, 2013, 17: 1765-1772.
72. Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today*, 2009, 28: 112-113.

73. Ritzberger C, Apel E, Höland W, Peschke A, Rheinberger VM. Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. *Materials*, 2010, 3: 3700-3713.
74. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 2008, 24: 299-307.
75. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 2005, 33: 9-18.
76. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999, 20: 1-25.
77. Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Ammann P, Jobin M, Wiskott HW. Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. *Acta Biomater*, 2011, 7: 858-865.
78. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater*, 2011, 27: 83-96.
79. Holt LR, Boksman L. Monolithic zirconia: minimizing adjustments. *Dent Today*, 2012, 31: 78, 80-71.
80. Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int*, 2013, 44: 393-405.
81. Kelly R. *Machinable ceramics, State of the art of CAD/CAM Restorations*. 2006.
82. Information. V-SP. <https://www.vitazahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-27559,27568,85238.html>, 2013.
83. Guth JF, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dent Mater J*, 2013, 32: 865-871.

84. Yoshida F, Tsujimoto A, Ishii R, Nojiri K, Takamizawa T, Miyazaki M, Latta MA. Influence of surface treatment of contaminated lithium disilicate and leucite glass ceramics on surface free energy and bond strength of universal adhesives. *Dent Mater J*, 2015, 34: 855-862.
85. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater*, 2011, 27: 29-38.
86. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*, 2003, 134: 1382-1390.
87. Ergucu Z, Turkun LS, Aladag A. Color stability of nanocomposites polished with one-step systems. *Oper Dent*, 2008, 33: 413-420.
88. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LV. Estimation of the surface gloss of dental nano composites as a function of color measuring geometry. *Am J Dent*, 2012, 25: 220-226.
89. Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi E. Physical properties of current dental nanohybrid and nanofill light-cured resin composites. *Dent Mater*, 2011, 27: 598-607.
90. Turssi CP, Ferracane JL, Ferracane LL. Wear and fatigue behavior of nano-structured dental resin composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2006, 78: 196-203.
91. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res*, 2014, 93: 1232-1234.
92. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater*, 2012, 28: 529-534.
93. Rocca GT, Bonnafous F, Rizcalla N, Krejci I. A technique to improve the esthetic aspects of CAD/CAM composite resin restorations. *J Prosthet Dent*, 2010, 104: 273-275.

94. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Influence of Thermal Cycling on Flexural Properties and Simulated Wear of Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Resin Composites. *Oper Dent*, 2017, 42: 101-110.
95. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*, 2015, 114: 587-593.
96. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*, 2014, 93: 1235-1242.
97. Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J Dent Res*, 2016, 95: 487-495.
98. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*, 2006, 137 Suppl: 14S-21S.
99. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Properties of experimental urethane dimethacrylate-based dental resin composite blocks obtained via thermopolymerization under high pressure. *Dent Mater*, 2013, 29: 535-541.
100. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 2002, 23: 1819-1829.
101. Sideridou ID, Karabela MM. Sorption of water, ethanol or ethanol/water solutions by light-cured dental dimethacrylate resins. *Dent Mater*, 2011, 27: 1003-1010.
102. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit M. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*, 2014, 33: 705-710.

103. Information CBP. <http://www.gcamerica.com/lab/products/CERASMART/GCA>  
[CERASMART, 2017.](#)
104. Information SBP. <http://www.shofu.com/en/wpcontent/uploads/sites/2/2016/11/Shofu-Blocks-Disks-HC-Brochure.pdf>, 2017.
105. Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater*, 2016, 32: 34-42.
106. Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res*, 2014, 93: 62-67.
107. Information. V-EP. <https://www.vitazahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-27589,27568,85233.html>, 2017.
108. Oh WS, DeLong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *J Prosthet Dent*, 2002, 87: 451-459.
109. Yap AUJ, Teoh SH, Hastings WG, Lu CS. Comparative Wear Ranking of Dental Restorative Materials Utilizing Different Wear Simulation Modes. *J Oral Rehabil*, 1997, 24: 574-580.
110. Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent*, 1996, 24: 141-148.
111. Philips RW, W.B. Saunders Company, London, Philadelphia, Toronto, . *Science of Dental Materials*, 1982.
112. Attin T, Koidl U, Buchalla W, Schaller HG, Kielbassa AM, Hellwig E. Correlation of microhardness and wear in differently eroded bovine dental enamel. *Arch Oral Biol*, 1997, 42: 243-250.
113. Isaacson G, Isaacson D, Cohen DW. Ceramo-metal fixed partial dentures. *Quintessence Pub Co*, 1981, 8.

114. Craig R.G. Restorative Dental Materials. Mosby-Year Book SL, Baltimore, Boston, . 1996.
115. Magne P, Oh WS, Pintado MR, DeLong R. Wear of enamel and veneering ceramics after laboratory and chairside finishing procedures. *J Prosthet Dent*, 1999, 82: 669-679.
116. al-Hiyasat AS, Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM, Gilmour WH. The abrasive effect of glazed, unglazed, and polished porcelain on the wear of human enamel, and the influence of carbonated soft drinks on the rate of wear. *Int J Prosthodont*, 1997, 10: 269-282.
117. Al-Wahadni AM, Martin DM. An in vitro investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material. *J Oral Rehabil*, 1999, 26: 538-546.
118. Yap AU, Ong LF, Teoh SH, Hastings GW. Comparative wear ranking of dental restoratives with the BIOMAT wear simulator. *J Oral Rehabil*, 1999, 26: 228-235.
119. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent*, 2013, 109: 22-29.
120. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist--a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater*, 2008, 24: 433-449.
121. Metzler KT, Woody RD, Miller AW, 3rd, Miller BH. In vitro investigation of the wear of human enamel by dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 1999, 81: 356-364.
122. Choi JW, Bae IH, Noh TH, Ju SW, Lee TK, Ahn JS, Jeong TS, Huh JB. Wear of primary teeth caused by opposed all-ceramic or stainless steel crowns. *J Adv Prosthodont*, 2016, 8: 43-52.



123. Dahl BL, Carlsson GE, Ekfeldt A. Occlusal wear of teeth and restorative materials. A review of classification, etiology, mechanisms of wear, and some aspects of restorative procedures. *Acta Odontol Scand*, 1993, 51: 299-311.
124. Ratledge DK, Smith BG, Wilson RF. The effect of restorative materials on the wear of human enamel. *J Prosthet Dent*, 1994, 72: 194-203.
125. de Gee AJ, Pallav P. Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *J Dent*, 1994, 22 Suppl 1: S21-27.
126. Dastane A, Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J, Mehra R, Hesby R. Development and evaluation of a new 3-D digitization and computer graphic system to study the anatomic tissue and restoration surfaces. *J Oral Rehabil*, 1996, 23: 25-34.
127. Perry R, Kugel G, Kunzelmann KH, Flessa HP, Estafan D. Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer. *J Am Dent Assoc*, 2000, 131: 1472-1477.
128. Sulong MZ, Aziz RA. Wear of materials used in dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 1990, 63: 342-349.
129. Smith BG, Knight JK. An index for measuring the wear of teeth. *Br Dent J*, 1984, 156: 435-438.
130. Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, Saller A. In-vivo evaluation of a feldspathic ceramic system: 2-year results. *J Dent*, 1996, 24: 25-31.
131. DeLong R, et al. The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dental Materials*, 1985, 1: 238-242.
132. DeLong R. Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. *Dent Mater*, 2006, 22: 702-711.
133. Cvar JF, Ryge G. Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. *US Dept. of Health, Education, and Welfare, Public Health Service, National*

*Institutes of Health, Bureau of Health Manpower Education, Division of Dental Health, Dental Health Center. 1971.*

134. Taylor DF, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD. Comparison of direct and indirect methods for analyzing wear of posterior composite restorations. *Dent Mater*, 1989, 5: 157-160.
135. Leinfelder KF, Taylor DF, Barkmeier WW, Goldberg AJ. Quantitative wear measurement of posterior composite resins. *Dent Mater*, 1986, 2: 198-201.
136. Bayne SC, Taylor DF, Rekow ED, Wilder AD, Heymann HO. Confirmation of Leinfelder clinical wear standards. *Dent Mater*, 1994, 10: 11-18.
137. Peters MC, DeLong R, Pintado MR, Pallesen U, Qvist V, Douglas WH. Comparison of two measurement techniques for clinical wear. *J Dent*, 1999, 27: 479-485.
138. DeLong R, Heinzen M, Hodges JS, Ko CC, Douglas WH. Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches. *J Dent Res*, 2003, 82: 438-442.
139. Heintze SD, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater*, 2011, 27: e10-19.
140. Wiskott HW, Nicholls JJ, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont*, 1995, 8: 105-116.
141. Zhang L, Wang Z, Chen J, Zhou W, Zhang S. Probabilistic fatigue analysis of all-ceramic crowns based on the finite element method. *J Biomech*, 2010, 43: 2321-2326.
142. Wassell RW, McCabe JF, Walls AW. A two-body frictional wear test. *J Dent Res*, 1994, 73: 1546-1553.
143. Murphy TR. The timing and mechanism of the human masticatory stroke. *Arch Oral Biol*, 1965, 10: 981-994.

144. Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dent Mater*, 2006, 22: 693-701.
145. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 1999, 81: 652-661.
146. Borges GA, Caldas D, Taskonak B, Yan J, Sobrinho LC, de Oliveira WJ. Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. *J Prosthodont*, 2009, 18: 649-655.
147. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 1999, 27: 89-99.
148. Watt IM. The principles and practice of electron microscopy. *Cambridge University Press*, 1997.
149. Zhi L, Bortolotto T, Krejci I. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 2016, 115: 199-202.
150. Hobo S, & Shillingburg, H. T., Jr. . Porcelain fused to metal: tooth preparation and coping design. *The Journal of prosthetic dentistry*,, 1973, 30: 28-36.
151. Qualtrough AJ, Piddock V. Ceramics update. *J Dent*, 1997, 25: 91-95.
152. Ural Ç, 7. Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*, 2011, 86: 27-38.
153. Gladwin M, Bagby, M. Instruments as Dental Materials- Care and Maintenance *Clinical Aspects of Dental Materials. Philadelphia: Lippincott Williams&Wilkins*, 2000, 1: 231-239.
154. Çulhaoğlu AK, Zaimoğlu A, Özkır SE. Yeni Jenerasyon indirekt Kompozit Materyallerinin Aşınma Direnci ve Sertliklerinin, Lityum Disilikat İçerikli Tam Seramik Sistemi ile Karşılaştırılması. . *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, 2013, 19: 36-44.

155. Xing W, Jiang T, Ma X, Liang S, Wang Z, Sa Y, Wang Y. Evaluation of the esthetic effect of resin cements and try-in pastes on ceromer veneers. *J Dent*, 2010, 38 Suppl 2: e87-94.
156. Trinkner TF, Roberts M. Aesthetic restoration with full-coverage porcelain veneers and a Ceromer/fiber-reinforced composite framework: a case report. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 1998, 10: 547-554; quiz 556.
157. Leinfelder KF. Indirect posterior composite resins. *Compend Contin Educ Dent*, 2005, 26: 495-503; quiz 504, 527.
158. Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dent Mater*, 2011, 27: 796-804.
159. Shortall AC, Hu XQ. Potential counter sample materials for in vitro simulation wear testing. *Dent Mater*, 2002, 18: 246-254.
160. Krejci I, Albert P, Lutz F. The influence of antagonist standardization on wear. *J Dent Res*, 1999, 78: 713-719.
161. Hu X, Marquis PM, Shortall AC. Influence of filler loading on the two-body wear of a dental composite. *J Oral Rehabil*, 2003, 30: 729-737.
162. Chen MH. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res*, 2010, 89: 549-560.
163. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater*, 2016, 32: e275-e283.
164. Naumova EA, Schneider S, Arnold WH, Piwowarczyk A. Wear Behavior of Ceramic CAD/CAM Crowns and Natural Antagonists. *Materials (Basel)*, 2017, 10: 244-256.
165. Zenthofer A, Rammelsberg P, Schmitt C, Ohlmann B. Wear of metal-free resin composite crowns after three years in service. *Dent Mater J*, 2013, 32: 787-792.

166. Suwannaroop P, Chaijareenont P, Koottathape N, Takahashi H, Arksornnukit M. In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth. *Dent Mater J*, 2011, 30: 461-468.
167. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dent Mater*, 2006, 22: 1051-1062.
168. Xu HH, Quinn JB, Giuseppetti AA. Wear and mechanical properties of nano-silica-fused whisker composites. *J Dent Res*, 2004, 83: 930-935.
169. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 2014, 112: 1141-1150.
170. 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. *Dent Mater J*, 2015, 34: 495-502.
171. Martinez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samsó J, Peraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont*, 2003, 16: 74-77.
172. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent*, 2000, 83: 664-667.
173. Sulik WD, Plekavich EJ. Surface finishing of dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 1981, 46: 217-221.
174. Goldstein RE. Finishing of composites and laminates. *Dent Clin North Am*, 1989, 33: 305-318, 210-309.

175. Amer R, Kurklu D, Kateeb E, Seghi RR. Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *J Prosthet Dent*, 2014, 112: 1151-1155.
176. Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *J Prosthet Dent*, 1994, 72: 320-323.
177. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*, 2012, 28: 449-456.
178. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent*, 2004, 92: 359-364.
179. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res*, 1999, 78: 1336-1344.
180. Koriath TW, Waldron TW, Versluis A, Schulte JK. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. *J Biomech*, 1997, 30: 631-633.
181. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater*, 2006, 22: 176-182.
182. Michalakis KX. Fixed rehabilitation of an ACP PDI class III patient. *J Prosthodont*, 2006, 15: 359-366.
183. Hahnel S, Behr M, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. *J Prosthet Dent*, 2009, 101: 269-278.

184. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*, 2013, 29: 419-426.
185. Elsaka SE. Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dent Mater J*, 2015, 34: 161-167.
186. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J*, 2013, 7: 118-122.
187. Alonso V, Caserio M. A clinical study of direct composite full-coverage crowns: long-term results. *Oper Dent*, 2012, 37: 432-441.
188. Preissner S, Kostka E, Blunck U. A noninvasive treatment of amelogenesis imperfecta. *Quintessence Int*, 2013, 44: 303-305.
189. Guth JF, Almeida ESJS, Ramberger M, Beuer F, Edelhoff D. Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations. *J Esthet Restor Dent*, 2012, 24: 310-318.
190. Sajewicz E. On evaluation of wear resistance of tooth enamel and dental materials. *Wear*, 2006, 260: 1256-1261.
191. Reeh ES, Douglas WH, Levine MJ. Lubrication of saliva substitutes at enamel-to-enamel contacts in an artificial mouth. *J Prosthet Dent*, 1996, 75: 649-656.
192. Cesar PF, Miranda WG, Jr., Braga RR. Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations. *J Prosthet Dent*, 2001, 86: 289-296.
193. Rosentritt M, Behr M, Thaller C, Rudolph H, Feilzer A. Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns. *Quintessence Int*, 2009, 40: 655-662.

194. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent*, 2009, 37: 978-983.
195. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent*, 2002, 87: 438-445.
196. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2000, 15: 331-344.
197. Zandparsa R, El Huni RM, Hirayama H, Johnson MI. Effect of different dental ceramic systems on the wear of human enamel: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 2016, 115: 230-237.
198. Kunzelmann KH, Jelen B, Mehl A, Hickel R. Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent*, 2001, 4: 171-184.
199. Vrijhoef MM, Letzel H, Hendriks FH. A method to determine the loss of substance of dental restorations. *J Oral Rehabil*, 1985, 12: 9-16.
200. Dahl BL, Oilo G. In vivo wear ranking of some restorative materials. *Quintessence Int*, 1994, 25: 561-565.
201. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc*, 2010, 141 Suppl 2: 10S-14S.
202. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc*, 2005, 136: 1714-1723.



## EKLER

### EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
<b>Adı Soyadı:</b>	Rüşti Ersoy SAKARYA
<b>Doğum Tarihi:</b>	03.04.1985
<b>Doğum Yeri:</b>	Erbaa
<b>Medeni Hali:</b>	Bekâr
<b>Uyruğu:</b>	T.C.
<b>Adres:</b>	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 25240, ERZURUM
<b>Tel:</b>	04422361751
<b>Faks:</b>	04422361751
<b>E-mail:</b>	ersoy.sakarya@atauni.edu.tr
Eğitim	
<b>Lise:</b>	Kırıkkale Fen Lisesi
<b>Lisans:</b>	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2010)
<b>Uzmanlık:</b>	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2015 – 2018)
Yabancı Dil Bilgisi	
<b>İngilizce:</b>	63,75 (ÜDS 2012)

## EK-2. ETİK KURUL ONAY RAPORU




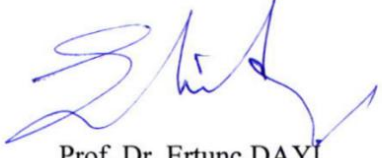
T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 14.06.2018  
Oturum Sayısı: 7/ 2018

### KARAR

<b>SORUMLU ARAŞTIRMACI</b>	<b>Prof. Dr. Nuran DİNÇKAL YANIKOĞLU</b> <b>Arş. Gör. Dt. Rüştü Ersoy SAKARYA</b>
<b>Araştırmanın Açık Adı</b>	<i>Farklı CAD/CAM Hibrit Materyallerin Çiğneme Simülâtörü Sonrası Yüzey Aşınmalarının İncelenmesi</i>
<b>Karar No</b>	<b>57.</b>
<b>Alınan Karar</b>	Prof. Dr. Nuran DİNÇKAL YANIKOĞLU yöneticiliğinde yürütülmekte olan ve Arş. Gör. Dt. Rüştü Ersoy SAKARYA tarafından hazırlanan “ <b>CAD-CAM Sistemleriyle Üretilen Farklı Seramik Kuronların Çiğneme Simülasyonu Sonrası Yüzey Aşınmalarının İncelenmesi</b> ” konulu Uzmanlık Tez başlığı “ <b>Farklı CAD/CAM Hibrit Materyallerin Çiğneme Simülâtörü Sonrası Yüzey Aşınmalarının İncelenmesi</b> ” olarak değiştirilmiş olan Uzmanlık Tezinin Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı “Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik” hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oybirliği ile karar verildi.

  
Prof. Dr. Taşkın GÜRBÜZ  
Etik Kurul Başkanı

  
Prof. Dr. Ertunç DAYI

  
Prof. Dr. A. Berhan YILMAZ