



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**CAD/CAM MATERYALLERİN
AŞINMA DAVRANIŞLARI**

Beyza ZAIM

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Tuğba SERİN KALAY

TRABZON-2020



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

CAD/CAM MATERYALLERİN AŞINMA DAVRANIŞLARI

Beyza ZAİM
ORCID: 0000-0002-0962-7833

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Tuğba SERİN KALAY
ORCID: 0000-0003-1197-4858

TRABZON-2020

ONAY SAYFASI

Bu Tez Uzmanlık Tezi Standartlarına Uygun Bulunmuştur.

Dr. Öğr. Üyesi Güneş BULUT EYÜBOĞLU

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

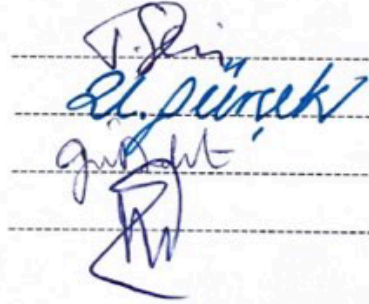
Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi Arş. Gör. Dt. Beyza ZAIM'in hazırladığı "CAD-CAM Materyallerin Aşınma Davranışları" başlıklı Tez Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oy birliği ile Uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Dr. Öğr. Üyesi Tuğba SERİN KALAY

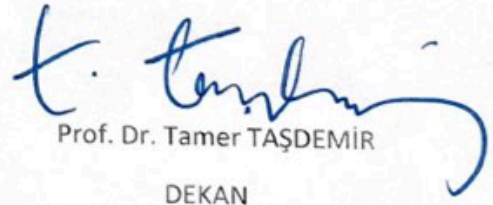
Jüri Prof. Dr. Gençaga PÜRÇEK

Jüri Dr. Öğr. Üyesi Güneş BULUT EYÜBOĞLU

Jüri Doç. Dr. Muhammet KARADAŞ



Bu Tez KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş tedavisi Anabilim Dalı'nın 29/12/2020 tarih ve 30. sayılı kararı ile onaylanmıştır.


Prof. Dr. Tamer TAŞDEMİR
DEKAN

ARALIK -2020

TRABZON

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak hazırlanarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından TDH-2019-8358 proje kodu ile desteklendiğini beyan ederim.

2020
Beyza ZAIM
(İmza)

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca mesleki bilgi ve tecrübesiyle her zaman yanımda olan, desteğini ve yardımını esirgemeyen, tez danışmanım değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Tuğba SERİN KALAY'a ve tez çalışmamda önemli katkıları olan, bilgisini, desteğini ve yardımını esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Gençaga PÜRÇEK'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca üzerimde emeği geçen Dr. Öğr. Üyesi Güneş BULUT EYÜBOĞLU, Dr. Öğr. Üyesi Kıvanç DÜLGER, Prof. Dr. Tamer TAŞDEMİR, Doç. Dr. Davut ÇELİK ve Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

KTÜ Makina Mühendisliği'ne, KTÜ Merkezi Araştırma Laboratuvarı'na ve desteklerinden dolayı KTÜ Bilimsel Araştırma Projeler Birimi'ne,

Uzmanlık eğitimim boyunca yanımda olan ve desteklerini hissettiğim başta eşkıdemim Esmahan OKUR olmak üzere bölüm arkadaşlarım Ayça KIRAN, Pınar NAİBOĞLU, Esra BALTACIOĞLU, Hatice ERYUVA, Ayşenur YAVUZ, Elif KARAPIÇAK, Fatih YAVUZ, Pelin TÜRKYILMAZ, Zuhale ATA, İremnur ÇAKMAK, Leyla DEVLETLİ, Özge MİMİR ve İrem GÜRSES'e

Birçok şey paylaştığım, sevgi ve desteklerini benden esirgemeyen dostlarım İrem ÜNAL KARATEPE, Yusuf KARATEPE, Sinem ESEN MUTLU, Turgay MUTLU, Özlem KAYA ve Merve SALMANLI'ya

Sevgi ve desteklerini her zaman hissettiğim, Trabzon'daki hayatımı güzelleştiren Nevin GÜMÜŞ, Çağrı GÜMÜŞ ve Ozi'ye

Bölüm sekreterlerimiz Nahide KUVVET ve Yeşim YILMAZ AYDIN'a, bölüm personellerimiz Serhat ŞAHİN, Züleyha AKPINAR ve Burak YAZICI'ya

Beni bugünlere getiren ve varlıklarıyla bana güç veren annem Ayfer ZAIM, babam Şaban ZAIM ve kardeşim Vahittin ZAIM'e

Teşekkürlerimi sunarım.

Beyza ZAIM

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇ KAPAK SAYFASI	
ONAY	
BEYAN	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
RESİMLER DİZİNİ	xi
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ	xii
ÖZET	xiv
ABSTRACT	xv
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Aşınma	2
2.1.1. Aşınma Mekanizması	2
2.1.1.1. Adeziv Aşınma	2
2.1.1.2. Abrasiv Aşınma	3
2.1.1.3. Yorulma Aşınması	4
2.1.1.4. Koroziv Aşınma	4
2.1.2. Diş ve Restoratif Materyallerin Aşınma Davranışları	5
2.1.2.1. Diş Aşınmaları	5
2.1.2.2. Restoratif Materyallerin Aşınma Davranışları	9
2.1.2.3. Restoratif Materyallerin Aşınma Davranışlarını Etkileyen Faktörler	13
2.1.2.4. Diş Hekimliğinde Aşınmayı Belirlemede Kullanılan Yöntemler	17
2.2. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) Sistemler	19
2.2.1. CAD/CAM Sistemlerin Tarihçesi	19
2.2.2. CAD/CAM Sistemlerin Bileşenleri	20
2.2.2.1. Veri Toplama	20
2.2.2.2. Restorasyonların Tasarımı	21

2.2.2.3. Restorasyonların Üretimi	21
2.2.3.CAD/CAM Sistemlerin Üretim Şekilleri	22
2.2.3.1. Hasta Başında Üretim	22
2.2.3.2. Laboratuvarda Üretim	22
2.2.3.3. Tek Merkezli Üretim	22
2.2.4. CAD/CAM Sistemlerde Kullanılan Materyaller	22
2.2.4.1. Feldspatik Seramikler	22
2.2.4.2. Lössit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler	23
2.2.4.3. Lityum Disilikat Cam Seramikler	23
2.2.4.4. Zirkonyum Oksit ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler	24
2.2.4.5. Oksit Seramikler	24
2.2.4.6. Cam İnfiltre Seramikler	25
2.2.4.7. Polimetil Metakrilatlar (PMMA)	25
2.2.4.8. Kompozit Rezinler	26
2.2.4.9. Nanoseramikler	26
2.2.4.10. Polimer İnfiltre Seramik Ağ Yapılı (PICN) Materyaller	26
2.2.5. CAD/CAM Sistemlerin Avantajları	27
2.2.6. CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları	27
3. GEREÇ ve YÖNTEM	29
3.1. Deney Örneklerinin Hazırlanması	30
3.1.1. CAD/CAM Örneklerinin Hazırlanması	30
3.1.2. Antagonist Örneklerin Hazırlanması	33
3.1.2.1. Antagonist Minelerin Hazırlanması	34
3.1.2.2. Antagonist Metal Destekli Feldspatik Porselenlerin Hazırlanması	34
3.1.2.3. Antagonist Kompozit Rezinlerin Hazırlanması	35
3.2. Yüzey Sertliği Ölçümü	36
3.3. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü	36
3.4. Aşınma Testleri	37
3.5. Aşınma Derinliği ve Aşınma Sonrası Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü	38
3.6. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Yüzey Analizi	40
3.7. İstatistiksel Analiz	40

4. BULGULAR	41
4.1. CAD/CAM Materyallerin Yüzey Sertliği Bulguları	41
4.2. CAD/CAM Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları	42
4.3. CAD/CAM Materyallerin Sürtünme Katsayısı Bulguları	45
4.4. CAD/CAM Materyallerin Maksimum Aşınma Derinliği Bulguları	48
4.5. CAD/CAM Materyallerin Ortalama Maksimum Aşınma Derinliği Bulguları	51
4.6. CAD/CAM Materyallerin ve Antagonistlerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Yüzey Analizi	54
4.6.1. CAD/CAM Materyallerin İncelenmesi	54
4.6.1.1. Brilliant Crios'un İncelenmesi	54
4.6.1.2. Lava Ultimate'ın İncelenmesi	55
4.6.1.3. Vita Enamic'in İncelenmesi	56
4.6.1.4. Vita Suprinity'nin İncelenmesi	57
4.6.2. Antagonistlerin İncelenmesi	58
4.6.2.1. Brilliant Crios'a karşı Kullanılan Antagonistlerin İncelenmesi	58
4.6.2.2. Lava Ultimate'a Karşı Kullanılan Antagonistlerin İncelenmesi	58
4.6.2.3. Vita Enamic'e Karşı Kullanılan Antagonistlerin İncelenmesi	59
4.6.2.4. Vita Suprinity'e Karşı Kullanılan Antagonistlerin İncelenmesi	59
5. TARTIŞMA	60
5.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	60
5.2. Test Yönteminin Değerlendirilmesi	62
5.3. Aşınma Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi	63
5.4 SEM ile Yüzey Analizi	68
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	71
KAYNAKLAR	72
EKLER	90
EK 1. Etik Kurul Onay Belgesi	91
ÖZGEÇMİŞ	92

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No	Sayfa
Tablo 1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyallerin kimyasal yapısı, üretici firma ve seri numaraları	29
Tablo 2. Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyallerin mekanik özellikleri	30
Tablo 3. Çalışmada kullanılan antagonistler	33
Tablo 4. Çalışmada kullanılan antagonistlerin mekanik özellikleri	33
Tablo 5. Sertlik değerlerinin tek yönlü ANOVA etkileşim tablosu	41
Tablo 6. Ortalama VSD (μ) $\pm$ SS ve tek yönlü ANOVA sonuçları	41
Tablo 7. Yüzey pürüzlülük değerlerinin 2-yönlü ANOVA etkileşim tablosu	42
Tablo 8. Ortalamaları yüzey pürüzlülük değerleri (μ) $\pm$ SS ve 2-yönlü ANOVA sonuçları	43
Tablo 9. CAD/CAM materyallerin 2-yönlü ANOVA'ya göre yüzey pürüzlülüğüne ait p değerleri	44
Tablo 10. CAD/CAM materyallerin 2-yönlü ANOVA'ya göre yüzey pürüzlülüğüne ait p değerleri	44
Tablo 11. Sürtünme katsayılarının 2-yönlü ANOVA etkileşim tablosu	45
Tablo 12. Ortalama sürtünme katsayıları $\pm$ SS ve 2-yönlü ANOVA sonuçları	46
Tablo 13. 2-yönlü ANOVA'ya göre sürtünme katsayılarına ait p değerleri	47
Tablo 14. 2-yönlü ANOVA'ya göre sürtünme katsayılarına ait p değerleri	47
Tablo 15. Maksimum aşınma derinliklerinin 2-yönlü ANOVA etkileşim tablosu	48
Tablo 16. Maksimum aşınma derinliklerinin ortalamaları (μ m) $\pm$ SS ve 2-yönlü ANOVA sonuçları	49
Tablo 17. CAD/CAM materyallerin 2-yönlü ANOVA'ya göre maksimum aşınma derinliklerine ait p değerleri	50
Tablo 18. CAD/CAM materyallerin 2-yönlü ANOVA'ya göre maksimum aşınma derinliklerine ait p değerleri	50
Tablo 19. Ortalama maksimum aşınma derinliklerinin 2-yönlü ANOVA etkileşim tablosu	51
Tablo 20. Ortalama maksimum aşınma derinliklerinin ortalamaları (μ m) $\pm$ SS ve 2-yönlü ANOVA sonuçları	52
Tablo 21. CAD/CAM materyallerin 2-yönlü ANOVA'ya göre ortalama maksimum aşınma derinliklerine ait p değerleri	53
Tablo 22. CAD/CAM materyallerin 2-yönlü ANOVA'ya göre ortalama maksimum aşınma derinliklerine ait p değerleri	53

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No		Sayfa
Şekil 1.	Adeziv aşınma	2
Şekil 2.	Abraziv aşınma	4
Şekil 3.	Yorulma aşınması	4
Şekil 4.	Koroziv aşınma	5
Şekil 5.	Diş aşınma mekanizmaları ve etkileşimleri	6
Şekil 6.	Gerilme-gerinim eğrisi	15
Şekil 7.	Aşınma profili	38



RESİMLER DİZİNİ

Resim No	Sayfa
Resim 1. CAD/CAM materyalleri	30
Resim 2. Hassas kesme cihazı	31
Resim 3. Örneklerin hazırlanması	31
Resim 4. Vita Suprinity örneklerinin kristalizasyon prosedürü	31
Resim 5. Polisaj cihazı	32
Resim 6. CAD/CAM örnekleri	33
Resim 7. Antagonist mineler	34
Resim 8. Antagonist mineler	34
Resim 9. Antagonist feldspatik porselenler	35
Resim 10. Antagonist feldspatik porselenler	35
Resim 11. Antagonist kompozit rezinler	35
Resim 12. Antagonist kompozit rezinler	35
Resim 13. Sertlik ölçüm cihazı	36
Resim 14. Sertlik ölçümü	36
Resim 15. Profilometre	37
Resim 16. Aşınma test cihazı	37
Resim 17. Aşınma testi	37
Resim 18. Test parametreleri	38
Resim 19. Test parametreleri, sürtünme kuvveti ve sürtünme katsayısı grafiği	39
Resim 20. Yüzey kaplama cihazı	40
Resim 21. SEM	40
Resim 22. BC'ye ait SEM görüntüleri	54
Resim 23. LU'ya ait SEM görüntüleri	55
Resim 24. VE'ye ait SEM görüntüleri	56
Resim 25. VS'ye ait SEM görüntüleri	57
Resim 26. BC'ye karşı kullanılan antagonistlere ait SEM görüntüleri	58
Resim 27. LU'ya karşı kullanılan antagonistlere ait SEM görüntüleri	58
Resim 28. VE'ye karşı kullanılan antagonistlere ait SEM görüntüleri	59
Resim 29. VS'ye karşı kullanılan antagonistlere ait SEM görüntüleri	59

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

CAD	Computer Aided Design – Bilgisayar Destekli Tasarım
CAM	Computer Aided Manufacturing – Bilgisayar Destekli Üretim
N	Newton
µm	Mikrometre
mm	Milimetre
nm	Nanometre
pH	Power of Hydrogen
Bis-GMA	Bisfenol A Glisidil Dimetakrilat
UDMA	Üretan Dimetakrilat
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
Bis-EMA	Etoksilat Bisfenol A Dimetrakrilat
PMMA	polimetil metakrilat
PICN	Polimer-infiltrated ceramic-network
SEM	Scanning Electron Microscopy - Taramalı Elektron Mikroskobu
MPa	Megapascal
BC	Brilliant Crios
LU	Lava Ultimate
VE	Vita Enamic
VS	Vita Suprinity
VSD	Vickers sertlik derecesi
SiC	Silicon Carbide
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
sn	Saniye
ark.	Arkadaşları
no.	Numara
Sig.	Significance Level (p) / Anlamlılık düzeyi
SS	Standart Sapma

Simgeler

<	Küçük
>	Büyük
°C	Santigrat derece
°	Derece
mm/s	Milimetre/saniye
%	Yüzde
=	eşit
+	artı
±	eksiği veya fazlası

Formüller

SiO₄	Silikat
K₂OAl₂O₃6SiO₂	Feldspat
Al₂O₃2SiO₂2H₂O	Kaolin
SiO₂	Silikon Dioksit
ZrO₂	Zirkonyum Oksit
Al₂O₃	Alüminyum Oksit
Na₂O	Sodyum Oksit
K₂O	Potasyum Oksit
Li₂O	Lityum Oksit

ÖZET

CAD/CAM MATERYALLERİN AŞINMA DAVRANIŞLARI

Bu çalışmanın amacı güncel CAD/CAM materyallerin farklı yapıdaki antagonistlere karşı aşınma davranışının değerlendirilmesidir.

Çalışmada güçlendirilmiş kompozit rezin Brilliant Crios, rezin nanoseramik Lava Ultimate, polimer infiltre seramik ağ yapılı Vita Enamic ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik Vita Suprinity CAD/CAM materyallerden hassas kesme cihazı kullanılarak kesitler elde edildi (n=10). Elde edilen kesitler otopolimerizan akrilikle sabitlendi. Polisaj cihazında 800, 1000, 1200 ve 2000 grenli SiC zımpara kağıtları kullanılarak polisaj yapıldı. Aşınma testleri öncesi örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri kaydedildi. Yüzeyi hazırlanan örnekler diş minesi, kompozit rezin ve feldspatik porselen yapıdaki antagonistlere karşı aşınma testine tabi tutuldu. Aşınma testleri antagonistler üst, CAD/CAM örnekler alt bölümde olacak şekilde 20 N yük, 2.5 mm/s hızda, 1 mm kayma mesafesi ve 1500 döngüde distile su kullanılarak gerçekleştirildi. Sürtünme katsayıları test cihazı tarafından otomatik olarak kaydedildi. Test sonrası aşınma derinlikleri mekanik bir profilometre ile ölçüldü; yüzey pürüzlülüğü, maksimum derinlik ve ortalama maksimum derinlik parametreleri hesaplandı. Örneklerin sertlikleri sertlik ölçüm cihazı ile gerçekleştirildi ve Vickers sertlik derecesi (VSD) olarak kaydedildi. Maksimum aşınma derinliği, ortalama maksimum aşınma derinliği, sürtünme katsayıları ve yüzey pürüzlülük değerleri 2-yönlü ANOVA testi ve Bonferroni düzeltmesi; sertlik değerleri ise tek yönlü ANOVA testi ve Tukey's post hoc testleri kullanılarak analiz edildi. CAD/CAM materyallerin ve antagonistlerin taramalı elektron mikroskobu görüntüleri alınarak aşınma yüzey analizleri yapıldı.

Maksimum aşınma derinliği, ortalama maksimum aşınma derinliği, sürtünme katsayıları ve yüzey pürüzlülük değerlerinin istatistiksel analizlerinde CAD/CAM materyaller ve farklı yapıdaki antagonistler arasındaki etkileşimde anlamlı fark bulundu ($p<0.001$). CAD/CAM materyallerin aşınma davranışlarında materyallerin ve antagonistlerin mikroyapısal ve mekanik özelliklerinin etkili olduğu görüldü.

Anahtar sözcükler: aşınma, CAD/CAM, Brilliant Crios, Lava Ultimate, Vita Enamic, Vita Suprinity

ABSTRACT

WEAR BEHAVIORS OF CAD/CAM MATERIALS

The aim of this study is to evaluate the wear behavior of present CAD/CAM materials against different types of antagonists.

In this study, samples were obtained from reinforced composite resin (Brilliant Crios), resin nanoceramic (Lava Ultimate), polymer infiltrated ceramic network material (Vita Enamic) and zirconia reinforced lithium silicate glass ceramic (Vita Suprinity) CAD/CAM materials using a low speed precision cutter (n=10). The samples were fixed with autopolymerizing acrylic. Also, the samples were polished by using 800, 1000, 1200 and 2000 grit SiC paper in the polishing machine. Surface roughness values of the samples were recorded before the wear tests. The specimens were tested against natural tooth enamel, composite resin and feldspathic porcelain antagonists. Wear tests were performed using 20 N load, 2.5 mm/s speed, 1 mm sliding distance and 1500 cycles of distilled water. The friction coefficients were recorded by the wear tester. After testing, wear depths were measured with a mechanical profilometer, and surface roughness, maximum depth and mean maximum depth parameters were calculated. The hardness of the samples were measured with a hardness tester and recorded as the Vickers hardness number (VHN). Maximum wear depth, mean maximum wear depth, friction coefficients and surface roughness values were analyzed using 2-way ANOVA test and Bonferroni correction. Hardness values were analyzed using one-way ANOVA and Tukey's post hoc tests. Additionally, the images of CAD/CAM materials and antagonists, obtained from scanning electron microscope, were employed to perform wear surface analyzes.

As a result of the statistical analysis of maximum wear depth, mean maximum wear depth, friction coefficients and surface roughness values significant difference was found in the interactions between CAD/CAM materials and different types of antagonists ($p < 0.001$). It was observed that the microstructural and mechanical properties of the materials and antagonists were effective in the wear behavior of CAD/CAM materials.

Keywords: wear, CAD/CAM, Brilliant Crios, Lava Ultimate, Vita Enamic, Vita Suprinity

1. GİRİŞ

Aşınma, bir materyalin yüzeyinden madde kaybı anlamına gelir. Ağız boşluğunda aşınma, antagonist dişlerin veya restorasyonların oklüzal temaslarıyla meydana gelen fizyolojik bir süreçtir. Restorasyonlar ağız içinde dişlerle veya restorasyonlu antagonistler ile temas halindedir. Dental restoratif materyaller, tekrarlayan çiğneme kuvvetlerinin neden olduğu aşınmaya dirençli olmalıdır. Restoratif materyallerin aşınma davranışları oklüzal yüzeyde anormal yüklenmeye, temporomandibular eklem bozukluğuna, fonksiyona bağlı kas yorgunluğuna, mandibular hareket yolunda değişikliklere, oklüzal dikey boyut kaybına ve madde kaybına bağlı estetik problemlere yol açabilir. Aşınma davranışı, restorasyonun ömrü için önemli olduğundan, dental materyallerin tekrarlayan yükler altında değerlendirilmesi gereklidir.

Bilgisayarlı sistemler, son zamanlarda dental tedaviler için artan uygulama çeşitliliği sunmuştur ve bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemler olarak tanımlanırlar. CAD/CAM teknolojileri, hem laboratuvar çalışma sürelerinde büyük bir azalma sağlamış, hem de geniş yelpazedeki yeni materyallerle dental restorasyonların imalatında yenilikler sunmuştur.

Bu çalışmada farklı yapılara sahip güncel CAD/CAM materyalleri olan Brilliant Crios, Lava Ultimate, Vita Enamic ve Vita Suprinity diş minesi, kompozit rezin ve feldspatik porselen yapıdaki antagonistlere karşı aşınma testine tabi tutulmuştur. Aşınma derinliği, sertlik, yüzey pürüzlülüğü ve sürtünme katsayıları incelenmiştir. Bu doğrultuda çalışmanın hedefleri şunlardır;

1. Güncel CAD/CAM materyallerin aşınma davranışlarının değerlendirilmesi
2. Farklı yapıdaki antagonistlerin güncel CAD/CAM materyallerin aşınma davranışlarına etkisi değerlendirmek
3. Dişlerin restorasyonunda ideal güncel CAD/CAM materyal seçimi hakkında fikir sahibi olmak

CAD/CAM materyallerin aşınma davranışları ile ilgili çalışmalar sınırlı olup, bu materyallerin mine, kompozit rezin ve feldspatik porselene karşı olan aşınma davranışlarını inceleyen ve karşılaştıran bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Elde edilen sonuçlarla ileride dental restorasyonlarda ya da halihazırda restorasyonlu bir dişin antagonistinin restore edilmesi için uygun materyal seçiminde fikir sahibi olunmasını sağlayacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Aşınma

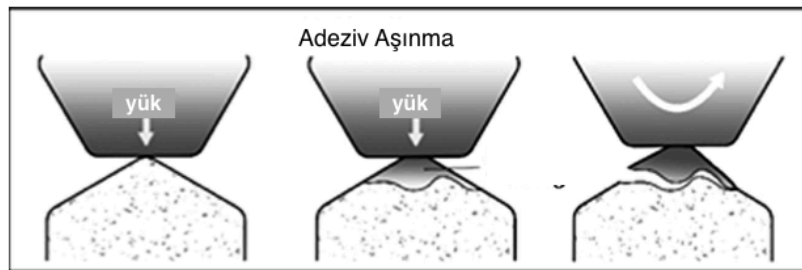
Aşınma, bir yüzeyin başka bir yüzeye veya kimyasal olarak aktif maddelere maruz kalmasıyla ortaya çıkan aşamalı madde kaybıdır (1). Aşınma maddelerin yapısı, etkileşim koşulları, çevre ve yüzey koşullarına bağlıdır. Yapı, materyal türünü; etkileşim koşulları kuvvetleri ve süreyi içerir. Çevre ve yüzey koşulları ise; ortam sıcaklığı, yüzey kimyası ve topografisini kapsar (2).

2.1.1. Aşınma Mekanizması

Triboloji sürtünme, aşınma ve yüzey özelliklerini inceleyen bir bilim dalıdır (3, 4). Triboloji aşınmayı mekanizmalarına göre adeziv aşınma, abraziv aşınma, yorulma aşınması ve koroziv aşınma olarak sınıflandırır (5).

2.1.1.1. Adeziv Aşınma

İki yüzey bir yük ile birbirine bastırıldığında, lokal temas yüzeyleri meydana gelir (6). Bu temas yüzeyleri, birbirlerine göre kaydıklarında kopmalar görülür. Kopan materyaller bazen bir yüzeyden diğerine aktarılır. Bu aktarılan materyal genellikle birbirine bağlı kalır ve hatta orijinal yüzeye geri transfer olabilir (Şekil 1) (2). Bu aşınma türü genellikle metallerle ilişkili olmasına rağmen, polimetil-metakrilat yapıdaki iki yüzey arasında da meydana geldiği gösterilmiştir (7).



Şekil 1. Adeziv aşınma [Tsujiimoto ve ark. (2)]

2.1.1.2. Abraziv Aşınma

Abraziv aşınma en yaygın aşınma türüdür (8). Mikroskopik ölçekte hiçbir yüzey pürüzsüz değildir. Farklı materyallerin arasında temas olduğunda materyallerin pürüzlülüğüne bağlı olarak bir dizi mikro temas meydana gelir (7). Yer değiştirme sırasında her mikro temasta lokal olarak oluşan basınç bazen o kadar büyüktür ki deformasyona veya kopmaya yol açabilir (8). Tribolojide abraziv aşınma temas eden materyal sayısına bağlı olarak iki cisimli ve üç cisimli abrazyon olmak üzere ikiye ayrılır (8, 9) .

İki Cisimli (2-body) Abraziv Aşınma

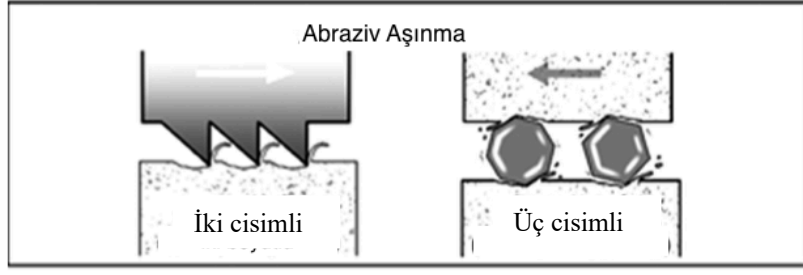
Bu tür aşınma, yüzeylerin doğrudan temas ettiği hareket halindeki iki cisim arasındaki sürtünmedir (Şekil 2). İki cisimli abrazyon sürtünme açısından, materyallerin geometrisine, sürtünme katsayısına, yer değiştirme hızına, basınca, temas eden iki yüzey arasındaki mesafeye ve sertliğe bağlıdır (5, 10). İki yüzey farklı seviyelerde sertliğe sahip olduğunda, daha sert yüzeydeki mikropürüzler, aşındırma mekanizması ile daha yumuşak yüzey boyunca hareket eder. Zamanla oluşan kırık ve mikroskobik madde kaybı aşınma olarak kendini gösterir (7).

Ağız içinde iki cisimli abraziv aşınma, yabancı maddelerin müdahalesi olmadan fizyolojik okluzal temaslar sonucu oluşur (2, 7).

Üç Cisimli (3-body) Abraziv Aşınma

Üç cisimli abraziv aşınma, üçüncü cisim olarak aşındırıcı parçacıkların araya girmesiyle iki cismin birbiri boyunca yer değiştirmesidir (8) (Şekil 2). Genel olarak, yüzeyler arasındaki parçacıkların büyüklüğü, şekli ve sertliği ile ilişkilidir. Tribolojide, hareketli katı cisimlerin yakınlığına göre iki tip üç cisimli abraziv aşınma tarif edilir; birincisi iki cisim birbirine uzak olduğunda, aşındırıcı parçacıklar hareket etmekte serbesttir ve tüm yüzeylerde bir bulamaç gibi davranırlar. Bu tip aşınma üç cisimli abraziv aşınmanın % 10'undan sorumludur (3). İkincisinde ise iki cisim birbirine yeterince yakın olduğunda, aşındırıcı parçacıklar bir veya her iki cismin yüzeyi arasında kademeli olarak hapsolür. Daha sonra, özellikle bu cisimlerin yüzeyleri pürüzlü olduğunda, cisimler üzerinde belirli tipte oluklara ve çizgilere neden olurlar (8).

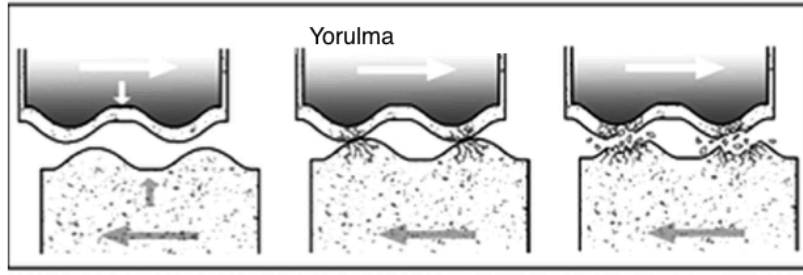
Ağızda bu tür bir aşınma çiğneme sırasında meydana gelir. Çiğneme sırasında dişler arasında bulunan yiyecek parçacıklarıyla beraber üç cisimli abraziv aşınma söz konusudur.



Şekil 2. Abraziv aşınma [Tsujimoto ve ark. (2)]

2.1.1.3. Yorulma Aşınması

Bir yüzey diğ erinin üzerine kayd ığında, hareketin önünde bir sıkıştırma, hareketin arkasında bir gerilim bölgesi meydana gelmesiyle materyalin yapısına bağlı olarak yüzeyin altında çatlaklar oluşur. Tekrarlanan döngülerin bir sonucu olarak bu çatlaklar yayılır (11). Çatlaklar yayılıp yüzeye ulaşt ığında, yorulma aşınmasına neden olup materyal kaybı ile sonuçlanır (7) (Şekil 3).

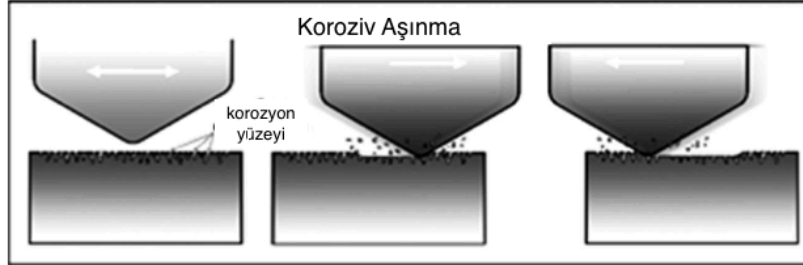


Şekil 3. Yorulma Aşınması [Tsujimoto ve ark. (2)]

2.1.1.4. Koroziv Aşınma

Kimyasal veya elektrokimyasal etkiden kaynaklanan yüzey kaybına korozyon denir (8, 12). Genel olarak, korozyon başlangıçta hızlıdır ve yüzeyde koheziv bir film tabakası oluştuktan sonra yavaşlama eğilimindedir; hatta tamamen sona erebilir (13). Ancak başka bir yüzey teması reaksiyona girmemiş materyali açığa çıkarıp korozyonun devam etmesine neden olabilir (2) (Şekil 4). Kimyasallar yüzeyin moleküller arası bağlarını zayıflatır ve böylece diğ er aşınma süreçlerinin de artmasına neden olabilir (7, 8).

Terminolojik olarak, diş hekimliğinde bu tanıma erozyon denir. Bu yüzden bu terimin tribolojik kullanımı ile karışıklığa neden olabilir (8).



Şekil 4. Koroziv aşınma [Tsujimoto ve ark. (2)]

2.1.2. Diş ve Restoratif Materyallerin Aşınma Davranışları

2.1.2.1. Diş Aşınmaları

Diş aşınması, dental dokuların kaybına yol açan fizyolojik veya patolojik olabilen çok faktörlü bir süreçtir (12, 14). Aşınma genellikle ilk olarak mine yüzeyinde meydana gelir. Vücuttaki en yüksek mineralizasyona sahip ve en sert doku olan mine, ağırlıkça % 92-96 inorganik madde, %1-2 organik madde ve %3-4 sudan oluşur (15). Mine, diş yüzeyine dik olarak uzanan fibril benzeri altıgen hidroksiapatit kristallerinden oluşan inorganik prizmalar ve anahtar deliği şeklindeki mine çubuklarından oluşur (16, 17). Diş minesi yıllık dikey madde kaybı yaklaşık 20-30 µm olan, aşınmaya karşı oldukça dayanıklı bir yapıdır (18). Mine aşınması esas olarak mikro kırılmadan kaynaklanır; delaminasyon ve mikro-pullanma ile karakterize edilir (19).

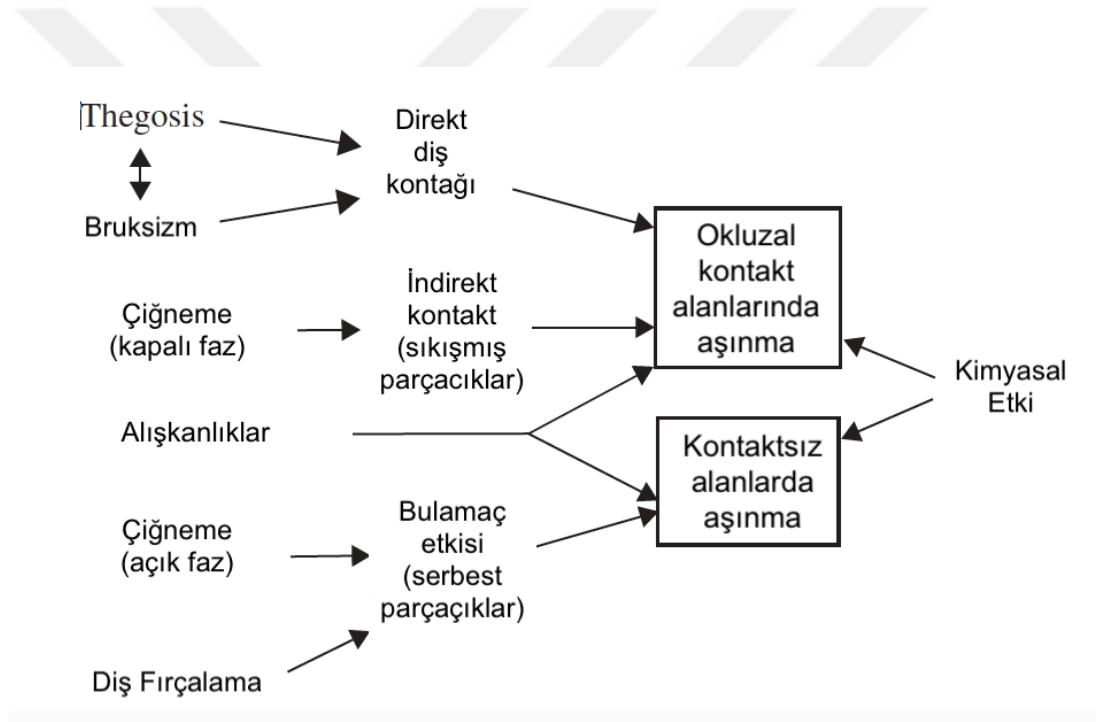
En fazla aşınma oklüzal yüzeyde görülür. Diş konumu ile ilgili olarak, aşınmanın en fazla görüldüğü dişler birinci molar olurken, en az aşınma sırasıyla kaninler ve premolarlarda görülür. Diş yerleşimine gelince, mandibular oklüzal yüzeyler tüm yaş gruplarında maksiller oklüzal yüzeylerden daha fazla aşınma gösterir (20).

Ağızdaki aşınma, aşınan yüzeylerin özelliklerine, ilgili lubrikant sistemleri ve aşındırıcı partikül varlığına bağlı olarak önemli ölçüde değişebilir. Diş aşınma süreci eğitim, sosyo-kültürel seviye, diyet, mesleki ve coğrafi faktörlerle yakından ilişkilidir (21).

Diş minesi aşındığında dentin açığa çıkar; dentin mineden daha yumuşak olduğu için, aşınmaya karşı daha hassastır ve daha hızlı aşınır (22). Aşınma kontrol edilmezse, çiğneme

fonksiyon bozukluğu, dentin aşırı hassasiyeti ve hatta pulpa patolojilerine neden olabilir (23). Ayrıca kabul edilebilir ön rehberlik fonksiyonu veya estetik için gerekli olan ön diş yapısını tahrip edebilir, çiğneme sistemi üzerinde artan yatay streslere ve buna bağlı temporomandibular eklem remodelasyonuna neden olabilir (12, 24). Ayrıca, proksimal yüzeylerin aşınması proksimal temas alanının kaybına yol açabilir ve daha sonra kemik ve periodontal doku kaybına neden olabilir (4).

Diş hekimliğinde aşınma klinik bulgular açısından sınıflandırılmaktadır. Diş aşınmaları atrizyon, erozyon, abrazyon ve abfraksiyon olarak ayrılabilir (12, 25). Ancak birbirlerinden ayırt edilmeleri zor olabilir; çünkü eş zamanlı veya birbirlerine ek olarak meydana gelebilirler (Şekil 5).



Şekil 5. Diş aşınma mekanizmaları ve etkileşimleri [Mair ve ark. (11)].

Atrizyon

Atrizyon, karşıt diş veya restorasyon ile oklüzal temaslardan kaynaklanan diş sert dokularında görülen kademeli madde kaybı olarak tanımlanır (21). Oklüzal yüzeylerde karşıt çenedeki dişlerle eşleşen aşınma yüzeyleri görülür (22, 26). Erken aşamalarda, küçük parlak faset veya insizal/oklüzal kenarda hafif düzleşme görülürken, şiddetli atrizyonda, dentin açığa çıkar ve bu da aşınma oranının artmasına neden olabilir (27).

Atrizyon dişten dişe temasla oluştuğundan, prensipte iki cisimli aşınma ile meydana gelir, ancak mekanik olarak üç cisimli diş aşınmadan keskin bir şekilde ayırt edilemez. Çünkü atrizyon sırasında ayrılan mine, aşındırıcı parçacık olarak hareket edebilir (28).

Thegosis ve bruksizm sırasında diş yüzeyleri doğrudan temas halindedir. Thegosis, dişlerin yana doğru kayma hareketidir. Bunun genetik olarak belirlenmiş bir alışkanlık olabileceği düşünölmektedir (26). Bruksizm, strese bir yanıt olarak düşünölen ve klinikte patolojik bir davranış olarak kabul edilen, yiyecekler olmadan dişlerin sürtünme eylemidir (11). Bruksizm sırasında, alt çenenin üst çeneye göre hareketini yönlendiren ve böylece dişlerin sürtünmesine ve aşınmasına neden olan oklüzal kuvvetler vardır. Bu artan yüklere ek olarak, bruksizm görölen hastalarda 24 saatlik bir sürede toplam diş temas süresi 30 dakika ile üç saat arasında değişir. Bruksizmi olmayan kişilere bu süre 10 dakikadır (4, 29). Sonuç olarak, bruksizm nedeniyle aşınma çok daha şiddetli olabilir. Bruksizm alışkanlığı olan hastalarda dental sert dokuların dikey kaybının normal insanlardan üç ile dört kat daha fazla olduğu bildirilmiştir (30).

Atrizyon yaşlanma ile ilişkilidir, ancak bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar, travmatik oklüzyon ve maloklüzyon gibi dışsal faktörler ile hızlanabilir. Ayrıca temas alanlarında meydana gelen proksimal atrizyon diş arkının uzunluğunda azalmaya neden olabilir (12, 26).

Abrazyon

Abrazyon, fonksiyon ve/veya parafonksiyon alışkalıklar dışındaki tırnak yeme, kalem ısırma, ağız hijyen prosedürleri gibi faktörlerin bir sonucu olarak ortaya çıkan mekanik bir aşınmadır (25). Özellikle servikal bölgelerde bulunan diş aşınmasının en yaygın nedeni diş fırçalamaya bağlı abrazyondur. Abrazyonun ciddiyeti ve dağılımı fırçalama tekniği, zaman, frekans, kıl tasarımı ve diş macununun aşındırıcılığı ile ilişkili olabilir (21).

Çok sayıda yabancı cisim abrazyona neden olsa da, en yaygın ancak en çok göz ardı edilen faktör gıdadır. Dişler yiyecek parçacıklarının sürtünmesi ile aşınırsa, bu aşınmaya 'çiğneme abrazyonu' denir (12). Çiğneme sırasında, çiğneme kuvveti yaklaşık 3–36 Newton (N)'dur ve ısırma ile temas eden dişler arasındaki kayma mesafesi yaklaşık 0.9–1.2 mm'dir (31, 32).

Çiğneme açık ve kapalı faz olmak üzere iki aşamadan oluşur (11). Başlangıçta, dişler açık bir konumdan yakın bir temas konumuna (açık faz) yaklaşır ve yiyecek (bulamaç) hareket etmekte serbesttir. Bunu, dişlerin birbirine yaklaştırıldığı ve yiyecek parçacıklarının diş yüzeyleri arasında sıkıştığı kapalı bir aşama izler. Yiyecek parçacıklarının sıkışması büyük ölçüde yüzeylerin yüzey özelliklerinden etkilenir. Daha pürüzlü yüzeylerin, pürüzsüz yüzeylere göre yiyecek parçacıklarını yakalama olasılığı daha yüksektir. Besin bolusunun sıkıştırılması ve ezilmesinin ardından, diş-gıda-diş teması (indirekt) veya karşılıklı diş yüzeylerinin doğrudan diş-diş teması meydana gelir (33). Yiyeceklerin diş yüzeyindeki etkisi bir fasetin aksine tüm oklüzal yüzey üzerinde meydana gelir. Abrasiv gıdalar mine veya dentin üzerinde mekanik bozulmalara neden olacaktır. Büyütme altında, tipik olarak tüketilen diyet tipini veya diş yüzeyinde abrazyona neden olan yabancı cismi yansıtan gelişmiş güzel izler gözlemlenebilir (22).

Erozyon

Erozyon, bakteriyel bir etki olmadan kimyasal olarak diş sert dokularının kaybı olarak tanımlanabilir (34). Erozyona intrinsik (iç kaynaklı) veya ekstrinsik (dış kaynaklı) asitler neden olabilir. İntrinsik asit genellikle mideden kaynaklanır; anoreksiya, bulimiya, nevroza, reflü veya yetersizlik yeme alışkanlıkları gibi bozukluklarla ilişkilidir (35, 36). Ekstrinsik asit ise asidik endüstriyel buharlar, karbonatlı alkolsüz içecekler, alkollü içecekler, turşu, asidik meyve ve/veya meyve suları gibi diyet bileşenleridir (37, 38). İntrinsik asit, ösafagustan ağız boşluğuna girdiğinde, dişlerin lingual ve oklüzal yüzeylerinde önemli madde kaybı oluşturma eğilimindedir. Öte yandan, ekstrinsik asit genellikle ağız boşluğuna önden girdiğinden dişlerin fasial yüzeylerinde erozyona neden olur (14, 37).

Aside maruz kalan mine yüzeyinde kristal yapının hidroksiapatit ve fluorapatitin yüzey kısmında çözünme başlar ve yüzey dokusu mekanik aşınmaya karşı oldukça savunmasız hale gelir (39). Mine erozyonunun erken belirtileri, pürüzsüz, parlak, cilalı bir yüzey olarak ortaya çıkar. Daha ileri aşamalarda ise tüberküllerin düzleşmesine, insizal/oklüzal kenarlarda oluklara ve diş yüzeylerinden daha yüksekte görülen restorasyon kenarlarına yol açar (37).

Epidemiyolojik veriler, in vitro ve in situ çalışmalar, aşınma süreçleri içerisinde diş erozyonunun en yaygın tehdit olduğunu göstermektedir (38, 40).

Abfraksiyon

Abfraksiyon, oklüzal yüklemekten kaynaklanan gerilme stresinin neden olduğu çürüksüz servikal lezyonlar şeklinde görülür. Çiğneme ve maloklüzyondan kaynaklanan gerilme ve basınç streslerinin, abfraksiyon lezyonlarının oluşumunda ve ilerlemesinde önemli bir rol oynar. Ayrıca bu lezyonların gelişiminde abrazyon ve erozyon gibi diğer aşınma süreçlerinin de etkili olduğu düşünülmektedir (26, 39).

Abfraksiyon lezyonları esas olarak dişlerin servikal bölgesinde bulunur ve tipik olarak kama şeklindedir. Dişler yatay bir yönde yüklendiğinde, stresin etkisinin servikal bölgede yoğunlaşarak bükülmeye neden olduğu görülmüştür. Özellikle bruksizmin, mine-sement birleşim noktasında açılı lezyonların birincil nedeni olabileceğini öne sürmüştür. Döngüsel gerilme ve sıkıştırma kuvvetleri dişin yorgunluk sınırına ulaşmasına ve yapısının çatlamasına veya koparak dişten ayrılmasına neden olabilir (14).

2.1.2.2. Restoratif Materyallerin Aşınma Davranışları

Diş sert dokuları antagonist diş ile temas ettiklerinde aşınmaya maruz kalırlar. Aynısı, dental restorasyonlar için de geçerlidir. Dental restorasyonlar için aşınmanın büyük bir sorun olduğu, erken dönemde problemlere ve restorasyonların değişimine yol açabileceği düşünülmektedir (41). Aşınma tipi restoratif materyale bağlıdır. Dental materyaller dört farklı kategoride gruplanabilir: metal alaşımları, seramikler, kompozit rezinler ve dolgusuz polimerler (42).

Restoratif materyallerin doğru seçimi, normal fonksiyonu ve oklüzal uyumu korumak için önemlidir. Altın bazlı döküm alaşımları estetik sınırlamaları dışında en ideal restoratif materyal olarak kabul edilir çünkü aşınmaya dayanıklıdır ve karşıt minede minimum aşınmaya neden olurlar (43). Bununla birlikte, mükemmel marjinal uyumlarına ve iyi mekanik/ tribolojik özelliklerine rağmen, günümüzde kompozit rezinler ve seramikler, estetik olmaları nedeniyle metal alaşımlara alternatif olarak kullanılmaktadırlar (44).

Kompozit Resinler

Mine ve dentin dokusuna bağlanabilen kompozit rezinler 1962 yılında Dr. Ray Bowen tarafından tanıtılmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir. Kompozit kelimesi, terminolojik olarak materyallerin fiziksel bir karışımı anlamına gelmektedir (45). Kompozit rezin materyaller esas olarak organik bir matrikse gömülü inorganik bileşenlerden oluşur. Kompozit rezinlerin, doğal diş yapıları ile benzer yapısal, fiziksel ve mekanik

özellikler göstermesi amaçlanır (46, 47). Mine ve dentin geniş bir inorganik madde içeriğine sahip olduğundan, kompozit rezinler doğal dişi taklit etmektedir (47).

Kompozit rezinler üç ayrı fazdan oluşur: organik matriks faz (continuous phase), inorganik faz (dispersed phase) ve ara faz (silane coupling agent) (45). Kompozit rezinin organik matriksinde bisfenol A ve glisidil metakrilatın birleşmesi sonucu oluşan bisglisidil metakrilat (bis-GMA) bulunmaktadır. Adezyon ve renk stabilitesi daha iyi olan üretan dimetakrilat (UDMA) da matriks olarak kullanılabilir (45). Viskoziteyi azaltmak için trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) veya bisfenol A etoksilat dimetakrilat (Bis-EMA) yapıya ilave edilir (48).

Kompozit rezinin hacimce veya ağırlıkça büyük bir kısmını inorganik bileşenler oluşturur. Matriks içine dağılmış kuartz, kolloidal silika, borosilikat cam, lityum aliminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, yitrium cam gibi doldurucu partiküller rezin matrisini güçlendirmek, uygun translusensi derecesini sağlamak, polimerizasyon büzülmesini kontrol etmek, radyoopasiteyi sağlamak gibi işlevlere sahiptir (45, 48). İnorganik doldurucu partikülleri ile polimer matrisi arasındaki bağ silan bağlama ajanları olarak adlandırılan bileşiklerin kullanılmasıyla elde edilir (45, 48).

Kompozit rezinler inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne, partiküllerin ağırlık veya hacim yüzdesine, polimerizasyon yöntemlerine veya vizkozitelerine göre sınıflandırılabilir (45, 49).

Kompozit rezinlerin dental uygulamalardaki temel sorunu, posterior restorasyonlar olarak kullanıldığında aşınmaya karşı yetersiz dirençleri olup çiğneme ile aşınması ve anatomik form kaybı görülmesidir. Genel olarak, kompozit rezinlerin aşınma süreci hem materyal yapısı hem de oral faktörlerle ilişkilidir (50). Materyal faktörleri doldurucu özellikleri, içeriği ve dağılımı, boyutu, şekli ve sertliği; doldurucu madde ile polimer matrisi arasındaki bağlantının kalitesi ve polimerin üç boyutlu dinamikleriyle ilgidir (4, 19). Bükülme dayanımı, kırılma tokluğu, sertlik, elastisite modülü gibi fiziksel özellikler kompozit rezinin aşınmasını etkileyebilir. Kompozit rezin ve antagonist arasındaki doğrudan temasta, aşınma modeli çoğunlukla atrizyon/abrazyon ve mikro yorgunluğun bir kombinasyonudur. Sürtünme katsayısı ve yüzey pürüzlülüğü, kompozit rezinlerin aşınma oranında belirleyici faktörlerdir. Kompozit rezinler daha yüksek dolduruculu oranı ve küçük partikül boyutu ile yüksek aşınma direnci gösterir. Büyük dolduru partikülleri ($> 1 \mu\text{m}$) içeren kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında, mikrodolduruculu ($0.01-0.1\mu\text{m}$) ve hibrid

kompozit rezinlerin, daha pürüzsüz yüzeyleri, azalmış partiküller arası boşluk ve azalan sürtünme nedeniyle daha iyi aşınma direnci sergilediği bildirilmiştir (4). Keskin ve sivri partiküllerin aksine, küresel ve düzensiz partiküllerin varlığı oklüzal temas bölgesinde sürtünmeye bağlı aşınmayı azalttığı kabul edilir; bu da hem kompozit rezin hem de antagonist diş mine aşınmasını azaltır (51). Sert doldurucu partikülleri materyalin aşınmaya karşı genel direncini artırabilir ancak bu diş minesindeki hidroksiapatit kristallerininkinden daha yüksek olmamalıdır (4, 50).

Seramikler

Seramik terimi, istenen özellikleri elde etmek için yüksek sıcaklıkta fırınlama yoluyla işlenen, metalik olmayan inorganik materyalden yapılan bir ürünü ifade eder (52). Dental seramiklerin temel bileşeni, silisyum katyonunun dört oksijen anyonuyla yaptığı tetrahedral geometriye sahip molekül yapısıdır (SiO_4) (53). Mineral durumunda, dental seramiklerin ana maddesi olan feldspat, kimyasal yapısı $\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\cdot 6\text{SiO}_2$ olan bir kristaldir. Kuvars kristalleri doldurucu görevi görür. Termal genleşmeyi kontrol eder ve dayanıklılığı artırır. Seramiğin yapısında %10-30 oranında kuvars bulunur (53, 54). Kaolin ($\text{Al}_2\text{O}_3\cdot 2\text{SiO}_2\cdot 2\text{H}_2\text{O}$), bağlayıcı görevi gören, opak görünümde bir maddedir. Kils yapıları sayesinde seramiğin şekillendirilmesine yardımcı olur ve seramik yapısında %1-10 oranında bulunur (53, 54). Dental seramiklerle kullanılan feldspatlar nispeten saf ve renksizdir. Bu nedenle, doğal dişlerin tonlarında restoratif materyaller üretmek için pigmentler ve opaklaştırıcılar eklenmelidir. Füzyon ve sinterleme sıcaklığını, termal büzülme katsayısını ve çözünürlüğü kontrol etmek için ara oksitler ve camlar eklenir (54).

Diş hekimliğinde kullanılan seramik materyalleri için klinik endikasyonlar, kompozisyon, asitlenebilme, işleme yöntemleri, fırınlama sıcaklıkları, mikroyapı ve translusensiye odaklanan farklı sınıflandırma sistemleri önerilmiştir (54, 55). Bununla birlikte bu sınıflandırmalar belirsiz ve yeni restoratif materyallerin dahil edilmesine kolay izin vermezler.

Yazarlar seramik restoratif materyalleri, formülasyonlarındaki spesifik özelliklerine göre üç şekilde sınıflandıran yeni bir yaklaşım önermişlerdir (55):

Cam-matriks Seramikler

Cam faz içeren metalik olmayan inorganik seramik materyaller:

- Feldspatik seramikler
- Sentetik seramikler
 - Lössit bazlı seramikler
 - Lityum disilikat seramikler ve türevleri
 - Florapatit bazlı seramikler
- Cam infiltre seramikler
 - Alümina
 - Alümina ve magnezyum
 - Alümina ve zirkonya

Polikristalin Seramikler

Cam fazı içermeyen metalik olmayan inorganik seramik materyaller:

- Alümina
- Stabilize zirkonya
- Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina
- Alümina ile sertleştirilmiş zirkonya

Rezin-matriks Seramikler

Porselenleri, camları, seramikleri ve cam-seramikleri içerebilen, ağırlıklı olarak inorganik refrakter bileşikler içeren polimer-matriksler:

- Rezin nanoseramikler
- Rezin matriskli cam seramikler
- Rezin matriksli zirkonya-silika seramikler

Seramikler aşınmaya karşı nispeten yüksek dirence sahiptir. Bununla birlikte çoğu seramik restorasyon aşındırıcı olabilir ve karşıt doğal dişler veya restorasyonlar için tahrip edici olabilir (4). Bu nedenle, daha az aşındırıcı seramiklerin kullanılması, mükemmel doğal estetik sunarken, karşı doğal dişlerin aşınmasını en aza indirir. Seramik aşınmasının mikroyapısı, yüzey özellikleri ve çevresel etkilerle yakından ilişkili olduğunu düşünülmektedir (56, 57). Yetersiz bir fırınlama tekniği ile üretilen seramiklerde görülen internal porözite ve diğer yüzey kusurları stres yoğunlaştırıcıları olarak işlev görür ve daha

fazla aşınmaya neden olur (58). Seramik yüzey üzerine boyaların uygulanması, metal oksitler mineyi aşındırabileceğinden, seramik materyalin aşınmasını etkileyebilir (42). Cila ve/veya polisaj, temasın erken safhasında aşınmayı azaltabilir, ancak cilalı/polisajlı seramik yüzeyin olumlu etkisi materyal fonksiyona geldiğinde hızla kaybolur (4). Yük, seramiklerin sürtünme katsayısı ve aşınması üzerinde önemli bir etkiye sahiptir (57). Bozulmuş bir seramik yüzeyi ayrıca maloklüzyona veya bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklara maruz kalırsa, aşınma hızlanabilir. Ek olarak, diş fırçalama dental seramiklerin aşınmasının olası bir nedenidir. Diş fırçalamanın seramik yüzeyinde belirgin materyal kaybına neden olduğu ve pürüzlülüğü etkilendiği bildirilmiştir (59).

2.1.2.3. Restoratif Materyallerin Aşınma Davranışlarını Etkileyen Faktörler

Restoratif materyallerin aşınması, biyolojik, mekanik ve kimyasal faktörlerin etkileşimini içeren karmaşık ve çok faktörlü bir olgudur (60). Dişlerin ve restoratif materyallerin aşınması diş hekimliğindeki klinik problemlerden biridir. İdeal olarak, dental restoratif bir materyalin aşınma oranı doğal diş minesi ile uyumlu olmalıdır (60, 61). Aşınma oranı, doğal dişlerden farklı aşınma özelliklerine sahip restoratif materyallerle değişebilir. Aşınma, ileri dönemde problemlere ve dental restorasyonların değiştirilmesine yol açabilir. Dental restoratif materyallerinin aşınma direnci restorasyonun ömrü, estetiği ve dental plağa karşı direnci için klinik olarak önemlidir (11, 12).

Triboloji sürtünme, aşınma ve yüzey özelliklerini incelen bir bilim dalıdır. Dental restorasyonların tribolojik davranışları esas olarak restorasyon materyallerinin mekanik ve fiziksel özellikleri, mikroyapısı ve yüzey özellikleri ile belirlenir (32, 62).

Fiziksel Faktörler

Sertlik (Hardness)

Sertlik, bir materyale uygulanan kuvvete karşı, materyalin gösterdiği direnç olarak tanımlanır (48). Sertlik değerleri, birçok materyalin mekanik özelliklerini değerlendirmek ve aşınma direncini tahmin etmek için kullanılmıştır (63). Çeşitli yüzey sertlik testi vardır ve çoğu bir materyalin yüzeyinin, belirli bir yük altında elmas veya çelik bir bilyeye karşı direncine dayanmaktadır. Sertlik verileri numune yüzeyine bir girinti oluşturmak ve örnek yüzeyindeki rezidüel baskının boyutlarını ölçmekle elde edilir (64). Simetrik şekilli girintinin derinliği, alanı veya genişliği mikroskop altında ölçülür. Girintinin boyutları, penetrasyon direnci ile ters orantılıdır (48).

Diş hekimliğinde sertlik verileri dental materyaller için önemlidir. Dental materyallerin sertliğini belirlemede Barcol, Brinell, Rockwell, Shore, Vickers ve Knoop testleri kullanılır (54). Testin seçimi, ölçülen materyale göre belirlenmelidir. Vickers testi, kırılma materyallerin sertliğini belirlemek için uygundur ve dental materyaller için sıklıkla kullanılır. Bu testte materyalin yüzeyine belirtilen bir yük altında, 136° piramit şeklindeki bir uç kullanılır (48). Yük, girintinin yüzey alanına bölünür ve Vickers sertlik derecesi elde edilir (54).

Sürtünme Katsayısı (Friction Coefficient)

İki cisim temas ettiğinde ve birbirlerine karşı kaydığında oluşan direnç hareketi, temas eden materyallerin özelliklerine ve ortama bağlı olarak değişir (58). Yapılan çalışmalar sonucunda, materyallerin aşınmasının kayma hareketi sırasında yayılan sürtünme enerjisi ile yakından ilişkili olduğunu ve sürtünme ile yayılan enerjinin bir materyalin aşınma davranışını karakterize etmek için kullanılabileceğini bulunmuştur (65–67). Bu yaklaşım çeşitli dental materyallerin aşınma davranışlarını değerlendirmek için dental tribolojide yerini almıştır (68, 69).

Sürtünme katsayısı (μ) iki cisim arasındaki sürtünme kuvveti ile bunları birbirine bastıran kuvvetin oranını ifade eder (70). Günümüzde sürtünme kuvvetini ve sürtünme katsayısını kaydeden in vitro aşınma cihazları bulunmaktadır. Sürtünme katsayısı, iki yüzey arasında kayma kolaylığı hakkında bilgi sağlar: düşük değerler, gövdeler arasında kolay hareket ve genellikle daha az aşınma potansiyeli olduğunu gösterir (70).

Kırılma Tokluğu (Fracture Toughness)

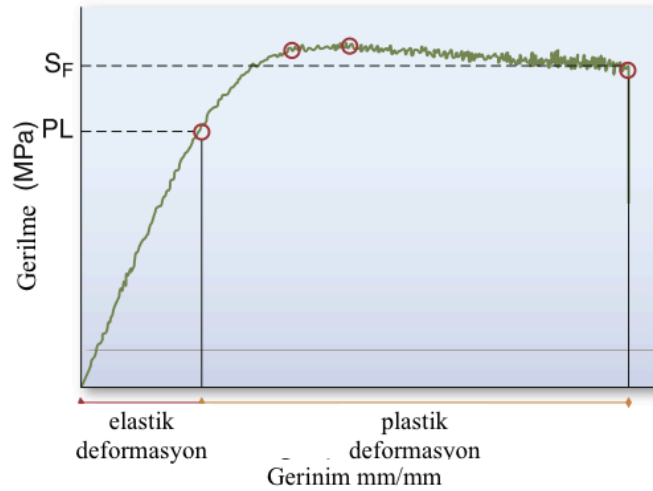
Kırılma tokluğu (K_{IC}), materyalin uygulanan bir kuvvetin oluşturduğu çatlak gibi yıkıcı etkilerinin başlamasına ve yayılmasına karşı gösterdiği direnci tanımlar (54, 71). Kırılma tokluğu testinde bir "ön çatlak" elde edilmesi için numunede çentik oluşturulur (72). Dental materyallerdeki başarısızlıklar genellikle gözle görülür herhangi bir plastik deformasyon olmadan meydana geldiğinden, aşınma sürecinde kırılma tokluğu önemli hale gelir. Restoratif materyallerde doldurucu partiküllerin varlığı, kırılma tokluğunu önemli ölçüde artırır (73).

Bükülme dayanımı (Flexural Strength)

Bükülme dayanımı, bir materyalin bükme sırasında oluşacak kırılmaya karşı gösterilen direncini değerlendirmek için kullanılır (74). Bükülme dayanımı, her bir uçta sabitlenmeyen yalnızca basitçe desteklenen çubuk şeklindeki bir materyale yük uygulanmasıyla ölçülür (58). Bükülme testi, dental materyallerin dayanımı test etmek için standart bir yöntemdir (75) ve bazı çalışmalarda aşınma ile ilişkili olduğu gösterilmiştir (76, 77).

Elastisite Modülü (Elastic Modulus)

Elastisite modülü (E) materyalin kuvvet uygulandığında elastik deformasyona karşı direnci olarak tanımlanır. Bir nesne orantı sınırından (proportional limit - PL) daha büyük bir stres yaşadığında, kalıcı veya geri döndürülemez bir şekil değişimi meydana gelir. Orantı sınırından önceki gerilme-gerinim bölgesine elastik bölge denir. Gerilme-uzama eğrisinin orantı sınırından sonraki bölgesi plastik bölge olarak adlandırılır. Orantı sınırına (PL) kadar elastik deformasyon sergilenir ve orantı sınırından kopma noktasına (stress at failure - SF) kadar plastik deformasyon sergilenir (Şekil 6) (48).



Şekil 6. Gerilme-gerinim eğrisi [Craig's Restorative Dental Material (48)]

Elastisite modülü, elastik deformasyon bölgesindeki gerilme-gerinim (deformasyon) eğrisinin eğimi kullanılarak hesaplanır (72). Elastisite modülünün dental materyallerin inorganik doldurucu miktarı ile korelasyon gösterdiği bildirilmiştir (78). Elastisite modülü materyalin sertliği ile ilişkilidir: modül ne kadar yüksekse, materyal o kadar serttir (79).

Yapısal Faktörler

Dental materyallerin aşınma davranışları etkileyen yapısal faktörler partikül boyutu, şekli ve sertliği, partiküller arası boşluk, doldurucu maddenin içeriği ve dağılımını kapsar (48). Yumuşak bir materyale sert inorganik doldurucu parçacıklarının eklenmesiyle materyalin aşınmaya karşı direncinin artırılacağı düşünülmektedir (50). Yapılan çalışmalar, dolgu partiküllerinin boyutu veya aralarındaki boşluk azaldığında ve dolgu maddesi ile matris arasındaki bağlantı geliştirildiğinde aşınmanın azalabileceğini göstermiştir (2, 80).

Dental seramikler silika camdan oluşur ve mekanik özelliklerini iyileştirmek için yapısına kristaller eklenebilir. Camsı bir matristeki kristallerin seramiğin kırılma direncini arttırdığı düşünülmektedir (58). Ancak daha yüksek sertliklerinden dolayı karşıt diş yapısının daha fazla aşınmasına neden olabilecekleri düşünülmektedir. Kristallerin aşınma davranışına etkisi kristal partiküllerin tipine, içeriğine, morfolojisine ve dağılımına bağlı olarak değişir (81).

Porözite materyallerin mekanik ve tribolojik özelliklerini etkileyebilecek mikroyapısal bir parametredir (50). Yetersiz bir fırınlama tekniği ile üretilen seramiklerde görülen internal porözite ve diğer yüzey kusurları stres yoğunlaştırıcıları olarak işlev görür ve daha fazla aşınmaya neden olabilir (58).

Yüzey Özellikleri

Yüzey özellikleri, materyalin kendisinin veya karşıt materyalin aşınma davranışında önemli bir role sahip olabilir. Pürüzlü yüzeylerin sürtünme katsayısını artırdığı ve bunun da aşınmanın artmasına neden olduğu gösterilmiştir (82).

Bir yüzeyin toplam pürüzlülüğü R_a (μm) olarak ifade edilir ve ölçüm uzunluğu içinde pürüzlülük profillerinin merkez çizgisinden tüm mutlak mesafelerinin aritmetik ortalamasıdır (83, 84). Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için çeşitli teknikler kullanılabilir. Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine yapılan araştırmalar optik ve tarama elektron mikroskopisi (SEM) gibi nitel yöntemleri ve yüzey profili analizi gibi nicel yöntemleri içermektedir. Yüzey profili ölçümleri için elmas uçlu kontakt profilometreler, lazer uçlu kontakt olmayan profilometreler ve lazer yansıtma ölçüm sistemleri yaygın olarak uygulanır (85). Son yıllarda, dental materyallerin değerlendirilmesinde Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) kullanılmıştır. AFM, nanometre çözünürlüğünde yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu ayrıntılı topografik görüntülerini sağlayabilir (85). Diş

hekimliğinde göreceli olarak yeni bir görüntüleme tekniği olan konfokal lazer tarama mikroskopisi (CLSM) kullanılarak da gelen ışının numune üzerindeki yansımından çeşitli pürüzlülük parametreleri elde edilebilir (86).

2.1.2.4. Diş Hekimliğinde Aşınmayı Belirlemede Kullanılan Yöntemler

Klinik Çalışmalar

Diş hekimliğinde aşınma klinikte skrolama sistemleriyle direkt olarak veya replikasyon laboratuvar modelleri kullanılarak indirekt olarak tespit edilebilir.

Aşınma klinik olarak 1970'lerin başında tanıtılan “Birleşik Devletler Halk Sağlığı Servisi (USPHS)” skrolama sisteminin bir parçası olarak değerlendirilmeye başlanmıştır (19, 87). Restorasyonların kavite marjinde aşınma ile açığa çıkan mine miktarı; "alpha: aşınma yok, bravo: kavite marjinde belirlenebilir bir aşınma var, charlie: mine-dentin birleşimine kadar aşınma var" şeklinde skrolanmıştır (11, 87). Bu değerlendirme çok öznel ve aşınma doğru bir şekilde değerlendirilemez (19).

Diş aşınması için en sık kullanılan skrolama, oklüzal/insizal, bukkal, lingual ve servikal yüzeylerin aşınmasını, ayrı ayrı puanlayan Smith ve Knight tarafından tarif edilir (26, 88). Bukkal yüzeyin servikali için ayrı bir puan verilmesinin nedeni, bu alanın spesifik bir anatomik yapısına sahip olması ve farklı aşınma şekillerine maruz kalmasıdır. Diş yüzeylerinin her biri için 0-4 arasında bir puan verilir. Büyük restorasyonları olan yüzeyler puanlanmaz. Sonuçları analiz ederken, diş yüzey grupları için ortalama değerler hesaplanır (20). Her yaş grubu ve her bir yüzey için kabul edilebilir ve kabul edilemez aşınma seviyelerini ayırt etmek için indekste belirlenen eşik değerleri kullanılır (88). Bu büyük ölçüde klinik deneyime ve eşik değerlerinin üzerindeki yüzeyler için tedavinin gerekli olma olasılığına dayanır. Bu indeks tüm yaş gruplarını içeren bir popülasyonda epidemiyolojik ve klinik uygulamada diş aşınmalarını takip etmek için kabul edilebilir bulunmuştur (26).

İndirekt yöntemde ise hastadan alınan ölçüden elde edilen modeller çeşitli yöntemlerle değerlendirilir. Bu yöntemler arasında altı standardı olan Leinfelder ve on sekiz standardı olan Moffa-Lugassy ve Vivadent sistemleri sayılabilir (2, 11). Tüm bu sistemler, restorasyon marjindeki aşınmayı değerlendirdikleri ve bu nedenle başka bölgelerde meydana gelebilecek aşınma belirtilerini vermedikleri için büyük bir dezavantaja sahiptir.

Son zamanlarda, aşınmayı nicel ve doğru olarak tespit eden en iyi yöntemin ilgili dişlerin veya materyalin sıralı üç boyutlu görüntülerini karşılaştıran, depolayan ve veri

tabanı oluşturabilen yöntemler olduğu belirtilmiştir. Üç boyutlu görüntüler, temaslı profil oluşturucular, temassız beyaz ışık veya lazer tarayıcılar, mikro veya konik ışınlı bilgisayarlı tomografi gibi çeşitli tarama yöntemleri kullanılarak elde edilebilir (4, 33).

Laboratuvar Çalışmaları

Dental yapıların ve materyallerin laboratuvarında değerlendirilmesi klinik çalışmalara kıyasla nispeten kısa sürelerde incelenebilir. Klinik yöntemlerin dezavantajları nedeniyle dental yapı ve materyallerin klinik performansı tahmin edecek aşınma test cihazı ihtiyacı doğmuştur. Bu nedenle, klinik çiğneme döngüsü ve oral ortam gibi ağızdaki aşınma koşullarını taklit etmek için laboratuvar simülasyon yöntemleri yaygın olarak geliştirilmiş ve 1940'lardan sonra aşınmanın değerlendirilmesi için kullanılmıştır (89).

Klinik performansı tahmin etmek için çok sayıda aşınma test cihazı geliştirilmiştir. Bazı test cihazları çiğnemenin tek yönlü kayma hareketini içerir; burada örnek belirtilen bir süre boyunca bir yönde kayar, daha sonra orijinal konumuna geri döner. En basit düzeyde, örnek ve antagonist arasındaki iki cisimli aşınmayı simüle eden disk üzerinde pinin kaydığı (pin-on-disk) test donanımları kullanılmıştır (4, 9, 26). Bu yöntem, aşınma çifti arasında basit bir hareket kullanır ve nispeten hızlı sonuçlar verir.

Ağız boşluğunun fizyolojik koşulları sırasında ve çiğneme sırasında ağızda bulunan gıda parçacıkları dişlerin ve dental materyallerin aşınmasında önemli bir rol oynar. Bazı simülasyon cihazları üç cisimli aşınmayı taklit etmek için aşındırıcı bulamaçlar içerir (26). Çiğneme hareketinin daha doğru bir simülasyonunu sağlamak için daha karmaşık aşınma test cihazları geliştirilmiştir. De Long ve Douglas, doğal dişlerin fizyolojik hareketi simüle edecek şekilde yüklenmesine izin veren yapay ağız konseptini geliştirmişlerdir (4, 9).

Farklı iki ve üç cisimli test yöntemleri yük, devir sayısı, devir sıklığı, aşındırıcı ortam, kuvvet, kayma hareketi gibi birçok yönden farklıdır. Test ekipmanı, tekrarlanabilir sonuçlar elde etmek için kabul edilebilir olmalıdır. Kalifiye bir test cihazı vertikal ve horizontal olarak iki hareket eksenini kullanmalıdır. Ticari olarak temin Willytec çiğneme simülatörü, MTS çiğneme simülatörü ve Bose ElectroForce 3330 Dental Wear Simulator vertikal ve horizontal hareketleri yerine getirmektedir. Ayrıca, OHSU, Alabama, Zürih, Regensburg ve BIOMAT gibi bazı enstitüler kendi sistemlerini geliştirmişlerdir (19). Daha yakın zamanlarda, Bristol Üniversitesi'nde geliştirilen Dento-Munch Robo-Simulator adlı simülatörün alt çenenin tüm hareket sürecini taklit ettiği bildirilmiştir (90).

Aşınmanın nicel değerlendirmesi (topografya, pürüzlülük, madde kaybı vb.) için taramalı elektron mikroskobu (SEM), kontakt profilometre veya lazer uçlu profilometre, atomik kuvvet mikroskopisi, üç boyutlu tarama gibi sistemler kullanılmalıdır (91).

2.2. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) Sistemler

Bilgisayarlı sistemler, son zamanlarda dental tedaviler için artan uygulama çeşitliliği sunmuştur ve bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemler olarak tanımlanırlar (92).

2.2.1. CAD/CAM Sistemlerin Tarihçesi

CAD/CAM sistemler ilk olarak 1971 yılında Dr. Francois Duret tarafından geliştirilen bir sistemle diş hekimliğinde gündeme gelmiştir (93). 1985 yılında ise Dr. Mormann, elektrik mühendisi Dr. Marco Brandestini ile birlikte ilk ticari CAD/CAM sistemini geliştirmiştir (94). Optik tarayıcı ve frezeleme cihazlarının bir kombinasyonunu kullanarak aynı gün seramik restorasyon yapımını sağlayan cihaza, bilgisayar destekli seramik rekonstrüksiyonunun kısaltması olan CEREC adı verilmiştir (94, 95). Dr. Rekow ve ark. 1980'lerin ortasında fotoğraflar ve yüksek çözünürlükte bir tarayıcı kullanarak veri elde etmek ve 5 eksenli bir makine kullanarak restorasyonları frezelemek için bir dental CAD/CAM sistemi tasarlamıştır (96, 97).

1980'lerde altın alaşımlarının yerine nikel-krom alaşımları kullanılmaya başlandı. Bununla birlikte, metal alerjileri bir sorun haline geldi ve titanyuma geçiş önerildi. Titanyumun hassas dökümü o zaman hala zor olduğundan, Dr. Andersson ateşleme erozyonu ile titanyum kopingler üretmeye çalıştı ve kompozit rezin restorasyonları da içine alan CAD/CAM teknolojisini olan Procera'yı tanıtmıştır (98). Böylelikle kompozit rezin restorasyonlar için CAD/CAM sistemleri ilk defa kullanıldı (96). CAD/CAM sistemleri, mevcut sistemlerin evrimi ve yeni sistemlerin tanıtımı, yüksek kalite ve çeşitlilik göstererek gelişmeye devam etmektedir.

CAD/CAM sistemler veri paylaşımına göre açık ve kapalı sistemler olarak sınıflandırılabilir (99). Kapalı sistemler, aynı şirket tarafından veri toplama, sanal tasarım ve restorasyon üretimi dahil olmak üzere tüm CAD/CAM prosedürlerini sunar. Dahası, tüm adımlar tek bir sisteme entegre edilmiştir ve diğer şirketlerin farklı sistemleriyle uyum sağlamaz. Açık sistemler, orijinal dijital verilerin farklı şirketlerin CAD yazılımı ve CAM cihazları tarafından kullanılmasına izin verir (100). Geçmişte dijitalleştirme, tasarım ve

üretim kapalı bir sistem olarak gelirken artık açık sistemlere geçiş mevcuttur. Bu geçişle verilerin çeşitli kaynaklardan elde edilebilmesi, üretilcek restorasyonla uygun tasarımın eşleştirilebilmesi ve çok daha geniş üretim tekniklerine erişim sağlanır (101).

2.2.2. CAD/CAM Sistemlerin Bileşenleri

CAD/CAM sistemler verileri preparasyon alanından, komşu ve karşıt yapılardan toplayan, daha sonra bunları intraoral tarayıcılar veya dolaylı olarak üretilen bir alçı model aracılığıyla sanal gösterimlere dönüştüren bir veri toplama birimi; sanal restorasyonlar tasarlamak ve daha sonra frezeleme parametrelerini hesaplamak için bir yazılım; ve blok bir materyalden restorasyonu üretmek için bilgisayarlı bir freze cihazı olmak üzere üç ana bileşenden oluşur (100).

2.2.2.1. Veri Toplama

Verileri elde etme yöntemleri piyasada bulunan dental CAD/CAM sistemleri arasında farklılıklar gösterir. Tarayıcılar, diş hekimliği alanında, dental yapıları üç boyutlu olarak elde eden ve bunları dijital verilere dönüştüren veri toplama araçlarıdır (102). Tüm sistemler ağız içi durumu doğru bir şekilde yazılım programına kaydetme, dijital bir ölçü dosyasında diş ve yumuşak dokuların sanal bir modelini oluşturma becerisine dayanır (92).

Genel olarak ağız içi tarayıcılar ikiye ayrılabilir. Birincisi dişlerin tek tek görüntülerini kaydeden tek görüntü kameralarıdır. ITero (Align Technology), PlanScan (Planmeca), CS 3500 (Carestream Dental LLC) ve Trios (3Shape) kameralar, tek bir görüntüde yaklaşık üç diş kaydeden tek görüntü kameralarıdır (100). Daha geniş alanları kaydetmek için, yazılım programının daha büyük üç cisimli bir sanal modele monte edilebileceği bir dizi örtüşen bireysel görüntü kaydedilir. Üst üste binen görüntülerde kamera tarafından görüntülenmeyen alanlar, sanal programdaki eksik veri alanlarını doldurmak için yazılım programı tarafından tahmin edilebilir (92, 100).

İkinci tip intraoral tarayıcılar daha yeni tanıtılan video kameralardır. Lava Chairside Oral Scanner (COS) tanıtılan ilk video kameradır. True Definition kamera bu video kameranın en yeni sürümüdür. OmniCam kamera video kayıt özelliği için canlı renk akışına sahiptir. Video kaydında ne kadar çok diş yakalanırsa, yazılımda oluşturulan sanal model o kadar büyük olur (92).

Laboratuvar tarayıcıları ise optik ve mekanik tarayıcılar olarak sınıflandırılabilir. Optik tarayıcılar triangulasyon prosedürü olarak isimlendirilen yöntemi kullanırlar.

Işık kaynağı ve alıcı ünitesi birbiri ile belirli açıda konumlandırılır. Bilgisayar bu açıda alıcıdan gelen görüntülerden üç boyutlu veriler oluşturur (102). Mekanik tarayıcılar ise (Nobel Biocare Procera Scanner), üç boyutlu verileri elde etmek için modeli bir bilye aracılığıyla mekanik olarak okur ve yüksek tarama doğruluğu ile bilinir (100, 102).

2.2.2.2. Restorasyonların Tasarımı

Restorasyonlarının tasarımı için üreticiler tarafından özel yazılımlar üretilmiştir. Bu yazılımlarda, kendi dahili dijital kütüphanelerinde birden fazla diş morfolojisi mevcuttur. Her diş kendi özgü morfolojik özelliklerine sahip olduğu için bazı manuel değişiklikler ve modifikasyonlar gerekebilir (100). Sistemler, otomatik olarak tasarlanmış restorasyonu tasarımcının kendi tercihlerine uyacak şekilde değiştirme seçeneğini sunar (103).

Şu anda piyasada bulunan CAD/CAM sistemlerinin yazılımı sürekli geliştirilmektedir. En son yenilikler güncellemeler yoluyla sürekli olarak kullanıcılara sunulmaktadır (102).

2.2.2.3. Restorasyonların Üretimi

Restorasyonların üretimi CAD/CAM sürecinin son aşamasıdır. Tasarlanan modelden fiziksel bir restorasyon üretmek için eksiltme veya ekleme yöntemi kullanılabilir (100).

Eksiltme yönteminde bir materyal bloğunun freze edilmesiyle istenilen restorasyon elde edilir (103). Bu yöntem istenen tüm geometriyi elde etmek için materyali kesici döner aletlerle bilgisayar programı yardımıyla mekanik olarak kesme işlemine dayanır (100). Daha küçük çaplı kesici döner aletler daha doğru bir frezeleme süreci sunar (104). Frezeleme üniteleri, kuru ve ıslak veya freze eksen sayısına (3 eksenli, 4 eksenli ve 5 eksenli) göre sınıflandırılır (100).

Eksiltme yöntemi ile bir restorasyonu oluşturmak için önceden imal edilmiş bir bloğun yaklaşık yüzde 90'ı boşa harcanır (103). Bu nedenle bu yönteme alternatif olarak ekleme yöntemi geliştirildi. Ekleme yöntemi, elde edilen veriler doğrultusunda restorasyonların üretilmesi için sıvı veya toz materyallerin katmanlar halinde birleştirilmesi işlemi olarak tanımlanır (100). Procera ve Wol-Ceram gibi CAD/CAM sistemleri eksiltme ve ekleme yöntemlerinin kombinasyonunu kullanırlar (103).

2.2.3. CAD/CAM Sistemlerin Üretim Şekilleri

2.2.3.1. Hasta Başında Üretim

Dental restorasyonların imalatı, laboratuvar prosedürü olmaksızın hasta başında gerçekleştirilebilir. Geleneksel ölçü yöntemlerinin yerine bir ağız içi kamera kullanılarak veri toplama ve restorasyon tasarımı için zaman kazanılıp, hastaya aynı randevuda üretilen restorasyonlar sunulur (102). CEREC ve 4D Dentist sistemleri bu gruba örnektir (92, 105).

2.2.3.2. Laboratuvarda Üretim

Bu üretim şekli, diş hekimi ve laboratuvar arasındaki geleneksel çalışma sırasına dayanır. Diş hekimi ölçüyü laboratuvara gönderir ve CAD/CAM restorasyonun üretim aşamaları tamamen laboratuvarda gerçekleştirilir. Bir tarayıcının yardımı ile alınan ölçüden üç boyutlu veriler elde edilir. Bu veriler dental tasarım yazılımı ile işlenir ve sonra veriler gerçek geometrideki restorasyonu üreten özel bir freze cihazına gönderilir (102). CEREC inLab, DCS Presifit, Cercon, Everest sistemleri bu gruba örnektir (95, 106).

2.2.3.3. Tek Merkezli Üretim

Bu üretim şeklinde dental laboratuvardaki uydu tarayıcıları internet üzerinden bir üretim merkezine bağlıdır. Toplanan veriler ve tasarım dental laboratuvardan restorasyonların üretimi için üretim merkezine gönderilir. Daha sonra üretim merkezi restorasyonları sorumlu laboratuvara geri gönderir (102). Procera ve Lava merkezi üretim yapan sistemlerdir (95, 106).

2.2.4. CAD/CAM Sistemlerde Kullanılan Materyaller

Dental materyal üreticileri, genel olarak "blok" olarak adlandırılan, CAD/CAM restorasyonları için monolitik materyaller üretir. Bloklar, porözitelerin veya boşlukların varlığını sınırlandırmak için ideal koşullar altında endüstriyel olarak üretilmiş yoğun, homojen materyallerdir (107). Günümüzde üreticiler, CAD/CAM sistemlerde kullanılmak üzere çok çeşitli materyaller sunmaktadır (108). Materyaller arasında yapı, boyut, ton ve translusensi gibi farklar mevcuttur.

2.2.4.1. Feldspatik Seramikler

Geleneksel dental porselen feldspat esaslıdır ve tektosilikat mineral feldspat, kuvars veya kaolin içerir. Feldspatik seramik materyaller estetikler ve farklı restorasyonlar için kullanılabilirler.

CAD/CAM ile üretilen ilk inlay restorasyon 1985 yılında feldspatik seramik içeren tamamen sinterlenmiş bir blok olan Vita Mark I (VITA Zahnfabrik) kullanılarak üretilmiştir (109, 110). 1991 yılında CEREC için özel olarak tanıtılan Vita Mark II (VITA Zahnfabrik) yaklaşık 100 MPa ila 160 MPa arasında bildirilen bükülme dayanımı ile daha iyi mekanik özellik sergilemiştir (110). Vita Mark II blokları geleneksel feldspatik seramiğine benzer; ancak ekstrüzyon kalıplama olarak bilinen farklı bir işlemle üretilir. Seramik karışımı, form verilmek üzere preslenir ve ekstrüde edilir. Bloklar daha sonra sinterlenmeden önce birkaç gün boyunca kurutulur (108, 110).

Vita Mark II monokromatiktir, ancak birden fazla tonu mevcuttur. Daha yeni Vitablocs TriLuxe, Triluxe Forte ve RealLife blokları (VITA Zahnfabrik) farklı ton, renk ve translusensi sunar. Cerec Blocs (Sirona Dental Systems) yapı olarak Vita Mark II'ye benzer, ancak farklı bir ton sistemi kullanır (108).

2.2.4.2. Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Dental seramiklerde kullanılan ilk kristal doldurucu lösittir. Lösitin ışığı kırma gücü feldspatik camlara çok yakındır ve bu translusensiyi korumak için önemlidir. Ayrıca lösit, baz camdan çok daha hızlı bir şekilde asitlenebilir ve rezin simanla iyi bir mikromekanik bağ oluşturur (108).

ProCAD (Ivoclar-Vivadent) 1998 yılında CEREC inLAB (Sirona Dental Systems) ile kullanılmak üzere lösit içerikli cam seramik olarak piyasaya sürülmüştür. Benzer şekilde 2006 yılında tanıtılan ısıyla sıkıştırılmış cam seramik Empress (Ivoclar-Vivadent) de lösit takviyeli bir seramiktir (110). Empress'in başlıca farkı, %45 oranında ince bir lösit kristal yapısına (5-10 μ m) sahip olmasıdır (110, 111). Empress CAD, monokromotik ve polikromatik tonlarda mevcuttur. Bükülme dayanımı yaklaşık 160 MPa'dır. Bu kategorideki diğer bir örnek Paradigm C'dir (3M ESPE). Tüm bu materyaller, mekanik özellikleri iyileştirmeye ve bitmiş restorasyonun polisaj süresini azaltmaya yardımcı olan küçük parçacık boyutlu bir mikroyapıya sahiptir (111).

2.2.4.3. Lityum Disilikat Cam Seramikler

Lityum disilikat 350 MPa ile 450 MPa arasında bükülme dayanımı gösterir ve bu, lösit ile güçlendirilmiş dental seramiklerden daha yüksektir (110). 2006 yılında bir lityum disilikat CAD/CAM seramik olan IPS e.max CAD (Ivoclar-Vivadent) piyasaya sürülmüştür. IPS e.max bloğu başlangıçta tam olarak kristalize edilmez, bu da frezeleme süresini kısaltır

ve frezeleme işleminden kaynaklanan ufak kırılmaların (chipping) riskini azaltır. Freze edilmiş restorasyon daha sonra kristalizasyonu tamamlamak, restorasyonun nihai rengini ve mekanik özelliklerini iyileştirmek için ısıl işlemden geçirilir (111).

Bu seramikler, iyi optik özelliklere, çeşitli translusensilere ve tonlara sahiptir. Yapıları dirençlidir ve kırığın yayılmasını önler. Kırılma dayanımları geleneksel bir seramikten iki kat daha yüksektir (108).

2.2.4.4. Zirkonyum Oksit ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler

2013 yılında, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik olarak adlandırılan yeni bir CAD/ CAM materyalleri piyasaya sürülmüştür. Yarı veya tamamen sinterlenmiş olan bu materyaller seramik camsı bir fazda %10 çözünmüş zirkonyum dioksit ve lityum metasilikat-lityum disilikat kristalleri içerirler. (108).

Suprinity (VITA Zahnfabrik) inlay, onlay, parsiyel kron, anterior ve posterior kronlar, anterior ve posterior implant üstü tek diş restorasyonlar için zirkonya takviyeli lityum silikat cam seramik olarak piyasaya sunulmuştur (112). Zirkonya partiküllerinin lityum silikat matrisine dahil edilmesinin, çatlakların ilerlemesini engelleyerek seramik yapıyı güçlendirdiği bildirilmiştir. Materyalin frezelenmesinin kolaylaştırmak için yarı sinterlenmiş bir aşamada üretilir ve frezeleme sonrası kristalizasyonu tamamlanması için fırınlanır (113). Kristalizasyon sonrası elde edilen yapının gelişmiş mekanik özellikler ve yüksek estetik sergilediği iddia edilmiştir (114) .

Celtra Duo (Sirona Dentsply, Milford, ABD), isteğe bağlı olarak ısıl işleme tabi tutulabilen zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat CAD/CAM materyalidir. Silika esaslı bir cam matris içinde %10 oranında çözünmüş zirkonya içerir. Materyalin kristalizasyonu için ısıl işlem gerekli olmamakla birlikte, fırınlanan Celtra Duo'nun bükülme dayanımının önemli ölçüde daha yüksek olduğu bildirilmiştir (115).

2.2.4.5. Oksit Seramikler

Günümüzde, CAD/CAM teknolojisi için zirkonyum oksit (zirkonya) ve alüminyum oksit bloklar olarak sunulmaktadır.

Zirkonyum Oksit

CAD/CAM teknolojisi ile zirkonyum oksit (zirkonya) diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Yoğun bir monokristalin yapıya sahip olan bu materyal

düşük ısı iletkenliğine, düşük korozyon potansiyeline ve iyi radyoopaklığa sahiptir. “Dönüşüm sertleşmesi” mekanizması sayesinde zirkonya, yüksek bükülme dayanımı değerleri (900 ila 1 200 MPa) ve yüksek bir kırılma tokluğuna sahiptir (113).

Hasta başı CAD/CAM zirkonya blokları, itriyum katyon katkılı tetragonal zirkonya polikristalleridir (3Y-TZP). Restorasyonlar, kısmen veya tamamen sinterlenmiş blokların frezelenmesi ile oluşturulur (108, 116). Y-TZP opak bir materyaldir ve partikül boyutunu azaltarak translusensini iyileştirme konusunda bazı ilerlemeler kaydedilmiştir. Birçok üretici (BruxZir, Glidewell; InCoris-TZI, Dentsply-Sirona;) dental restorasyonlar için daha translusent zirkonya CAD/CAM materyaller tanıtmıştır (117). Ancak bu translusent materyaller 600-800 MPa’lık bükülme dayanımı ile geleneksel Y-TZP’den önemli ölçüde daha zayıf ve daha kırılmalıdır (113, 117).

Alüminyum Oksit

Alüminyum oksit seramikler yarı sinterlenmiş bir fazda frezelenir ve daha sonra 1520 ° C sıcaklıkta kristalizasyonları tamamlanır. Alüminyum oksit, anterior ve posterior bölgede kronlarda ve üç üniteli anterior sabit protezlerin altyapısı olarak kullanılabilirler (102). InCoris Al (Sirona) bu gruba örnektir.

2.2.4.6. Cam İnfiltrasyon Seramikler

Cam infiltrasyon seramikler 1993 yılından itibaren CAD/CAM sistemler için kullanılmaya başlamıştır. Vita InCeram Classic seramik grubu (InCeram Alümina, Spinell ve Zirkonya), iç içe geçmiş en az iki faza sahip materyallerdir. InCeram Alümina 450-600 MPa, Spinell 350 MPa, Zirkonya ise 700 MPa bükülme dayanımına sahiptir (118). InCeram Spinell grubun en yarı saydam materyalidir ve özellikle ön bölge için önerilir. Tek anterior ve posterior kronlar için InCeram Alümina önerilmiştir (110).

2.2.4.7. Polimetil Metakrilat (PMMA)

PMMA, doldurucu eklenmeden metil metakrilat polimerlerden oluşur. Bu termoplastik polimer şeffaftır ancak dental teknolojiye kullanılmak üzere pigmentler dahil edilmiştir (119). PMMA'nın altı ay ila bir yıl arasında geçici restorasyonlar sağladığı belirtilmektedir. Doldurucu içermediği için mekanik dayanımı düşüktür. Hassas yapısı nedeniyle kolay ve hızlı bir frezelemeye izin verir (108).

2.2.4.8. Kompozit Rezinler

Yıllar içinde, indirekt kompozit rezin restorasyonlar mekanik özellikleri bileşimin değiştirilmesi, yüksek oranda doldurucu parçacıkların dahil edilmesi ve yüksek sıcaklık ve basınç kullanılarak polimerizasyon modlarının değiştirilmesi gibi farklı şekillerde iyileştirilmiştir. Bunlar gerilme dayanımını, sertliği, elastik modülünü ve aşınma direncini geliştirmiştir. CAD/CAM teknolojisi, imalattaki bu değişikliklerle birlikte indirekt kompozit rezin restorasyonların iyileştirilmesini sağlar (120).

Paradigma MZ100 (3M ESPE), ağırlıkça % 85 oranında zirkonya ve silika parçacıkları içeren ve yapısı kompozit rezin Z100'e (3M ESPE) dayanan bir materyaldir (115). Üretici, Paradigm MZ100'ün bükülme dayanımının 150 MPa olduğunu bildirmiştir.

Shofu Block HC (Shofu) silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, pigmentler ile özel olarak hazırlanan inorganik içerik ağırlıkça % 60'tan fazla olarak piyasaya sürülmüştür (55).

Brilliant Crios (Coltene) çapraz bağlı bir metakrilat matrisinde %70 oranında amorf silika içeren yakın zamanda piyasaya sürülmüş güçlendirilmiş kompozit rezin bir materyaldir (107, 121).

2.2.4.9. Nanoseramikler

Nanoseramikler bir polimer matris ve ağırlıkça yaklaşık %80 seramik nanoparçacığına sahip materyallerdir. Doldurucu boyutları 100 nm'den azdır. Bu doldurucu maddeler geleneksel seramik, polikristalin seramik (zirkonya) veya her ikisinin bir kombinasyonundan oluşabilir (108).

Lava Ultimate (3M ESPE), 2011 yılında nanoseramik bir CAD/CAM materyali olarak piyasaya sürüldü. Yapısı rezin kompozit olan Filtek Supreme Ultra'ya (3M ESPE) dayanmaktadır. Toplu ve dağınık formda nanometrik kolloidal silika ve zirkonyum dioksit parçacıklar içerir. Yapısı ağırlıkça %80 seramik, %20 polimerdir. Bükülme dayanımı 200 MPa ve dentin benzeri elastik modülü sergiler (113).

2.2.4.10. Polimer İnfiltrasyon Seramik Ağ Yapılı Materyaller (PICN)

Polimer infiltrasyon seramik ağ yapılı (PICN) materyal Enamic (VITA Zahnfabrik) seramik ve polimerin özelliklerini birleştirir. İç içe geçmiş seramik ve polimer ağına sahip hibrit bir yapıdan oluşur ve iki ağı hibrit (DNH) olarak adlandırılır (122). Bu materyalin

imalat işlemi iki aşama gerektirir: birinci aşamada, önceden sinterlenmiş, gözenekli bir seramik ağ üretilir; ikinci aşamada ise bu ağa bir polimer infiltre edilir (108). Feldspatik seramik ve akrilat polimer ağının ince yapısı nedeniyle, bu materyal dentine benzer bir aşınmaya ve esnekliğe sahiptir (108, 122). Bükülme dayanımının yaklaşık 150 MPa olduğunu bildirmektedir (74).

2.2.5. CAD/CAM Sistemlerin Avantajları

Dental restorasyonlar için CAD/CAM sistemlerin kullanılmasının geleneksel tekniklere göre pek çok avantajı vardır. Bu avantajlar arasında hız, kullanım kolaylığı ve kalite sayılabilir. Restorasyonlar hasta başında ikinci bir randevuya gerek kalmadan aynı gün tamamlanır ve geçici restorasyonlara ihtiyacı kalmaz (96).

CAD/CAM teknolojisi, materyallerin yüksek doğrulukta işlenmesini mümkün kılar ve mükemmel marjinal uyumuna sahip restorasyonlar sunar (123, 124).

CAD/CAM teknolojisinin kullanımı, sadece frezeleme ile restorasyonları şekillendirmekle kalmaz, aynı zamanda CAD ile materyallerin özelliklerine dayalı optimal şekiller tasarlayarak dental restorasyonların kalite kontrolüne izin verir (95). İşleme verileri, cihazın çalışma süresi boyunca kaydedilebilir ve takip edilebilir. Dental restorasyonların kalitesi, standart üretim süreçleri ile önemli ölçüde artmıştır. Bu verimli bir kalite yönetimini mümkün kılar (102).

Geleneksel seramik yığımında ve fırınlanmasında özellikle iç porözite gibi kusurlar görülürken, kalitesi önceden üretici tarafından onaylanmış bir prefabrik CAD/CAM bloğunda neredeyse hiç kusur yoktur (95). Daha az kusur ve gözeneğe sahip materyallerin varlığı CAD/CAM sistemlere güvenilirliğin artmasını sağlar. Blokların daha homojen olması sayesinde, imalat ve klinik uygulama sırasında materyal kaynaklı sorunların daha az meydana gelmesi muhtemeldir (125).

Teknik hataları en aza indirme ve indirekt restorasyonların geleneksel çok aşamalı imalatına bağlı çapraz kontaminasyon riskini azaltma potansiyeline sahiptir (106).

2.2.6. CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları

CAD/CAM sistemlerde kameralar görüş alanıdır, yani kamera sadece mercekte görünenleri kaydedebilir. Bu nedenle, tükürük, kan veya yumuşak doku tarafından gizlenen yapılar veya kenar boşlukları kamera tarafından görülemeyebilir ve doğru şekilde

kaydedilemeyebilir (100, 126). Bir diğer sınırlama, geleneksel ölçü yöntemlerine kıyasla dijital gösterimlerin ark doğruluğunun sınırlı olmasıdır (127, 128).

Dijital modellerin üretimi, alçı modellere kıyasla hala pahalıdır. Ekipmanın ve yazılımın maliyeti yüksektir ve uygulayıcının eğitimine zaman ve para harcanması gerekir (96, 102).

Tamamlanmış restorasyonların rengi, restorasyonların üretildiği blokların çoğunun tek renkli karakteri nedeniyle hala bir zorluktur. Durumun çözülmesine yardımcı olacak pek çok renkli blok üretilmeye başlanmıştır. Bununla birlikte, çok renkli blok konsepti olgunlaşana kadar, normal diş renklerini elde etmek için restorasyonlara yüzeysel renklendirmeler yapmak mümkündür. Ancak bu renklendirmelerin ömrü sınırlıdır. Bununla birlikte, üretilmiş restorasyonun yüzeyine konvansiyonel seramik uygulayarak fırınlamak mümkündür, ancak bu prosedür daha fazla zaman ve çaba gerektirir (129).

Günümüzde CAD/CAM teknolojileri, hem laboratuvar çalışma sürelerinde büyük bir azalma sağlamış, hem de geniş yelpazedeki yeni materyallerle dental restorasyonların imalatında yenilikler sunmuştur. Son zamanlarda feldspatik seramikleri, cam seramikleri ve kompozit rezinleri de kapsayan çok sayıda yeni CAD/CAM materyaller piyasada bulunmaktadır. Aşınma davranışı dental restorasyonlarda ya da halihazırda restorasyonlu bir dişin antagonistinin restore edilmesi için uygun materyal seçiminde önemlidir. CAD/CAM materyallerin aşınma davranışları ile ilgili çalışmalar sınırlı olup, aşınma davranışı genellikle diş minesi (115, 121, 130–132) veya zirkonya (133, 134) gibi tek tip antagoniste karşı değerlendirilmiştir. CAD/CAM materyallerin mine, kompozit rezin ve feldspatik porselene karşı olan aşınma davranışlarını inceleyen ve karşılaştıran bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu çalışmanın amacı farklı yapılara sahip güncel CAD/CAM materyaller olan Brilliant Crios, Lava Ultimate, Vita Enamic ve Vita Suprinity CAD/CAM materyallerin diş minesi, kompozit rezin ve feldspatik porselen yapıdaki antagonistlere karşı aşınma davranışlarını değerlendirmektir.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışması Karadeniz Teknik Üniversitesi Tıp Fakültesi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı'ndan 2019/41 protokol numaralı etik kurul onayı ile yapılmıştır (EK 1) ve Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (Proje ID: 8358).

Bu tez çalışması KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi, KTÜ Makina Mühendisliği, Trabzon TEKNOKENT UTS Design ve KTÜ Merkezi Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada güncel CAD/CAM materyallerin farklı antagonistlere karşı aşınma davranışları değerlendirilmiştir. Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyallerin kimyasal yapısı, üretici firma ve seri numaraları Tablo 1'de; mekanik özellikleri Tablo 2'de verilmiştir.

Tablo 1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyallerin kimyasal yapısı, üretici firma ve seri numaraları

Materyal	Kimyasal yapısı	Üretici firma	Seri No.
Brilliant Crios (BC)	- %70.7 Amorf silika (<20 nm), baryum cam (<1 µm) - % 29.3 Çapraz bağlı metakrilat (Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA)	Coltene/Whaledent AG Switzerland	60019987
Lava Ultimate (LU)	- %80 SiO₂ (20 nm), ZrO₂ (4-11 nm) - %20 Rezin Matriks (Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA)	3M ESPE, Bad Seefeld, Germany	N894216
Vita Enamic (VE)	- %86 Feldspatik porselen (3.5-10 µm) SiO₂ (%58-63), Al₂O₃ (%20-23), Na₂O (%6-11), K₂O (%4-6) - %14 Polimer (UDMA, TEGDMA)	Vita Zahnfabrik Bad Sackingen Germany	78440
Vita Suprinity (VS)	- %56-64 SiO₂, %1-4 Al₂O₃, %15-21 Li₂O, %8-12 ZrO₂, %1-4 K₂O	Vita Zahnfabrik Bad Sackingen, Germany	79911

Tablo 2. Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyallerin mekanik özellikleri

	K_{IC} (MPa-m^{1/2})	E (GPa)	Bükülme Dayanımı (GPa)
BC	1.41**	10*	200*
LU	1.29**	13*	200*
VE	1.24**	30*	150-160*
VS	2*	70*	420*

*Üretici firma beyannamesi

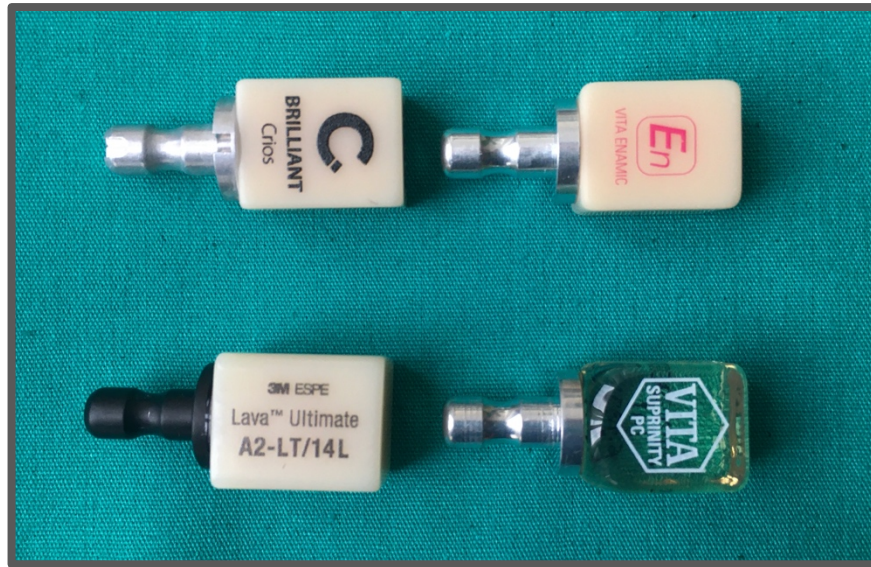
** Hampe ve ark. (135)

BC:Brilliant Crios, LU:Lava Ultimate, VE:Vita Enamic, VS:Vita Supriniy, K_{IC}:Kırılma tokluğu, E:Elastisite modülü

3.1. Deney Örneklerin Hazırlanması

3.1.1. CAD/CAM Örneklerinin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyaller; güçlendirilmiş kompozit rezin yapıdaki Brilliant Crios (BC), rezin nanoseraamik yapıda Lava Ultimate (LU), polimer infiltre seramik ağ yapılı Vita Enamic (VE), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik Vita Suprinity (VS) Resim 1’de görülmektedir.

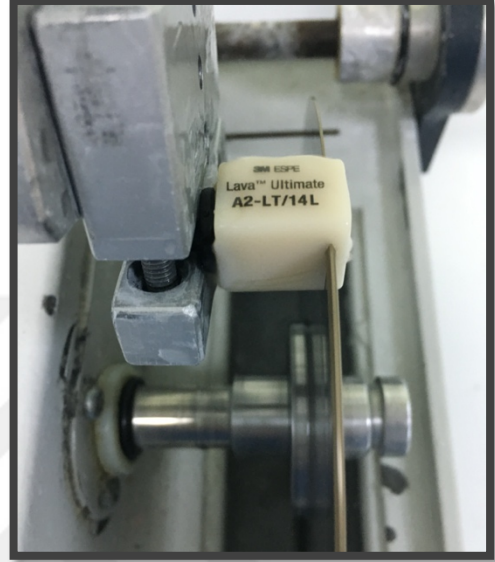


Resim 1. CAD/CAM materyalleri

Materyaller elmas kesme diski (DIMOS Diamond Cutting Wheels, Metkon, Bursa, Türkiye) ile her biri 2 mm kalınlığında olacak şekilde düşük hızlı bir kesme cihazı (Micracut 125 Low Speed Precision Cutter, Metkon, Bursa, Türkiye) kullanılarak elde edildi (Resim 2 ve 3).



Resim 2. Hassas kesme cihazı



Resim 3. Örneklerin hazırlanması

Elde edilen Vita Suprinity kesitleri kullanıcı talimatları doğrultusunda Programat P300 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) fırınında kristalize edildi (Resim 4).

B [°C]	S [min.]	t [°C/min.]	T [°C]	H [min.]	Vac. 1 [°C]/ Vac. 2 [°C]	L [°C]	tL*
400	4.00	55	840	8.00	410 / 839	680	0

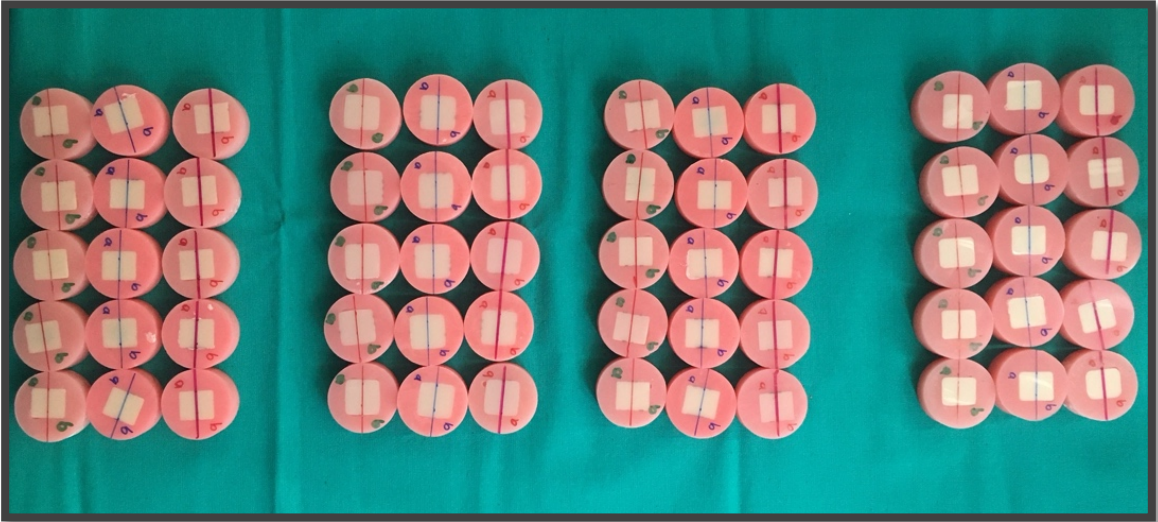
Resim 4. Vita Suprinity örneklerinin kristalizasyon prosedürü

Elde edilen kesitler otopolimerizan akrilikle sabitlendi ve bir polisaj cihazına (Beta Grinder Polisher, Buehler, Illinois, ABD) yerleştirilerek su altında 800, 1000, 1200 ve 2000 grenli SiC zımpara kağıtları (Klingspor, Egebant, Kocaeli, Türkiye) kullanılarak yüzeyler hazırlandı.



Resim 5. Polisaj cihazı

Her CAD/CAM materyalden 15 adet örnek elde edildi. Ardından rastgele üç alt gruba ayrıldı. Örnekler her yüzeyde iki test yapılacak şekilde işaretlendi (n=10) (Resim 6).



Resim 6. CAD/CAM örnekleri

3.1.2. Antagonist Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada diş minesi, kompozit rezin ve metal destekli feldspatik porselen yapıda antagonistler kullanıldı. Her bir aşınma testi için farklı antagonist hazırlandı. Antagonist olarak kullanılan materyallerin kimyasal yapısı, üretici firma ve seri numaraları Tablo 3’te; mekanik özellikleri Tablo 4’te verilmiştir.

Tablo 3. Çalışmada kullanılan antagonistler

Materyal	Kimyasal yapısı	Üretici firma	Seri No.
Kompozit	- %84.5 Zirkonya/silika; 0.01–3.5	Filtek Z250	NA26590
Rezin	µm - %16.5 Rezin (BisGMA, UDMA, BisEMA)	3M ESPE St. Paul, ABD	
Feldspatik	- Sodyum potasyum	Ceramco 3	18002652
Porselen	alimunosilikat	Dentsply	
	- Kalay oksit	PA, ABD	
Diş minesi	Çekilmiş üst üçüncü molar dişlerin palatinal tüberkülü		

Tablo 4. Çalışmada kullanılan antagonistlerin mekanik özellikleri

	Sertlik (VSD)	K_{IC} (MPa-m ^{1/2})	E (GPa)	Bükülme Dayanımı (GPa)
Kompozit rezin	86.75±3.55	1.5*	10*	150*
Feldspatik porselen	460**	0.9-1**	70**	65**
Mine	343**	0.7-1.3**	84**	60-90**

*Üretici firma beyannamesi

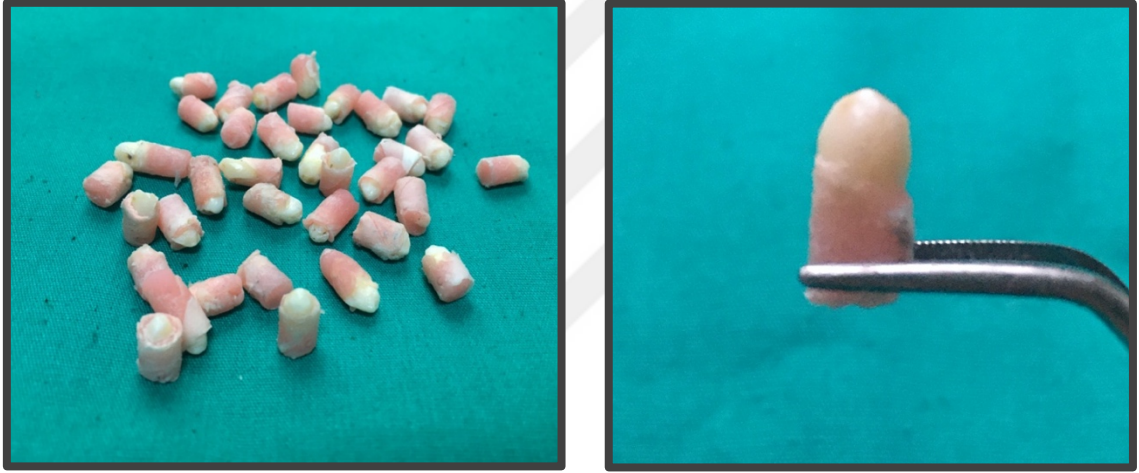
**Craig's Restorative Dental Material (48)

K_{IC} :Kırılma tokluğu, E:Elastisite modülü

3.1.2.1. Antagonist Minelerin Hazırlanması

Mine örnekleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde çekilmiş gömülü üst üçüncü molar dişlerden elde edilmiştir. Çekilmiş dişler periodontal küretler yardımıyla debris ve yumuşak doku kalıntılarından temizlendi, +4°C %0.1'lik timol solüsyonunda saklandı.

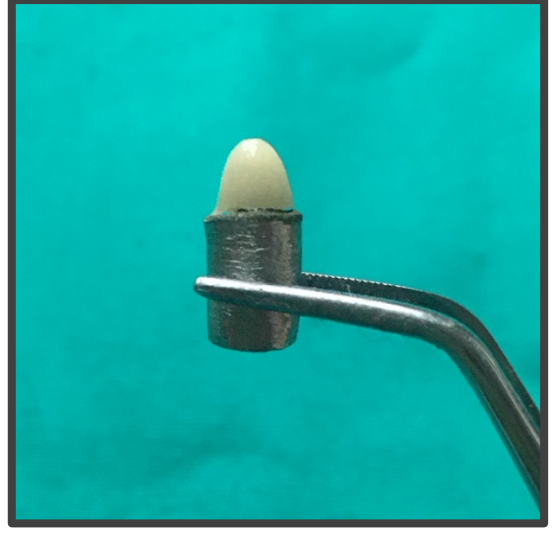
Dişler mezio-distal ve bukko-lingual olarak parçalara ayrıldı. Benzer büyüklükteki palatinal tüberküller seçildi ve aşınma test cihazına adapte olması amacıyla 6 mm çaplı silindirik akrilik tutucuların içerisine yerleştirildi (Resim 7 ve 8). 40 adet antagonist mine elde edildi (n=10).



Resim 7 ve 8. Antagonist mineler

3.1.2.2. Antagonist Metal Destekli Feldspatik Porselenlerin Hazırlanması

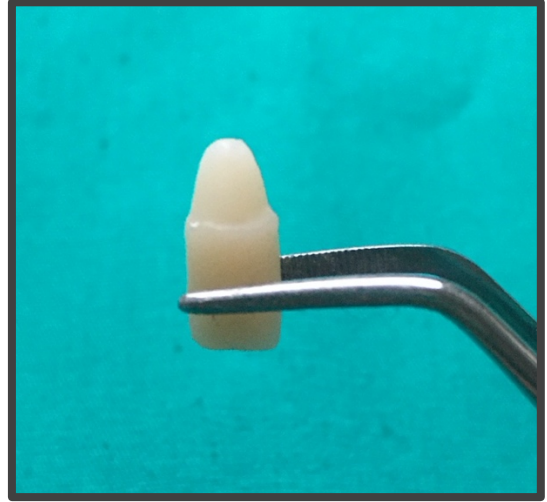
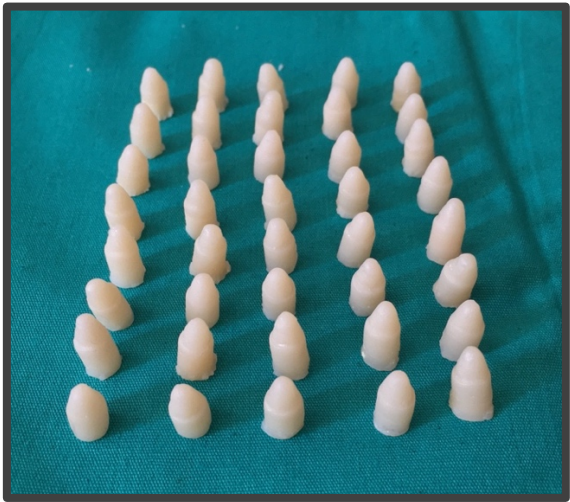
Döküm yöntemi ile üretilcek olan metal altyapılar için modelaj mumu ile örnek kalıplar hazırlandı. Modelaj tamamlandıktan sonra çap ve yükseklik kontrol edildi. Üretici firma talimatlarına göre toz ve likit karıştırıldı. Elde edilen seramik, alt yapı üzerine fırça yardımıyla ilave edildi ve tüberkül formunda şekillendirildi. Örnekler fırınlandıktan sonra 6 mm çapında 10 mm yüksekliğinde 40 adet antagonist elde edildi (Resim 9 ve 10).



Resim 9 ve 10. Antagonist feldspatik porselenler

3.1.2.3. Antagonist Kompozit Rezinlerin Hazırlanması

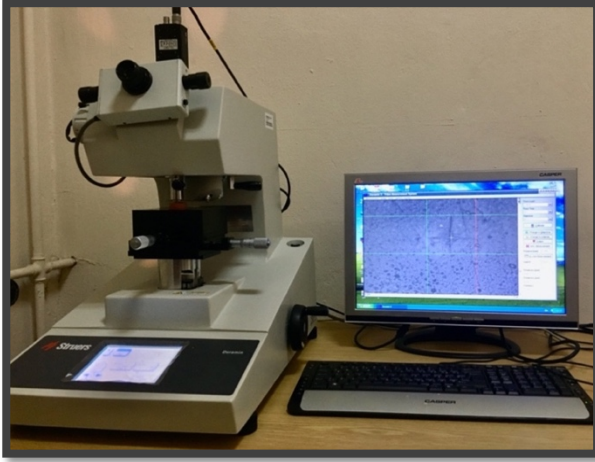
Antagonist kompozit rezin örneklerin hazırlanabilmesi için önceden hazırlanmış tüberkül formundaki metal destekli feldspatik porselen örneklerden biri kullanılarak silikon ölçü materyali yardımı ile bir kalıp hazırlandı. Hazırlanan kalıp içerisine mikro hibrit yapıdaki kompozit rezin 2 mm kalınlıktaki tabakalar halinde kondanse edildi ve polimerizasyon sağlandı. Polimerizasyon işlemleri tamamlandıktan sonra hazırlanan örnekler kalıp içerisinden çıkarıldı. 6 mm çapında 10 mm yüksekliğinde 40 adet antagonist elde edildi (Resim 11 ve 12).



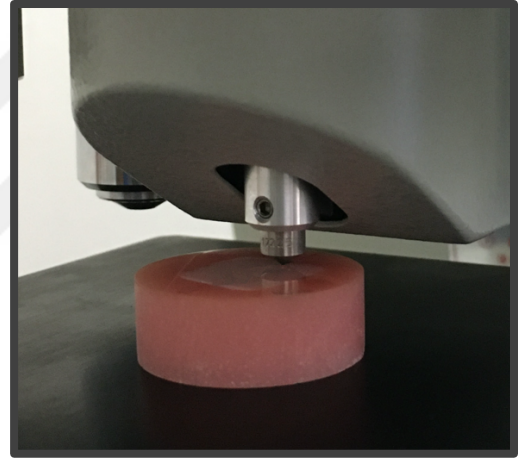
Resim 11 ve 12. Antagonist kompozit rezinler

3.2. Yüzey Sertliği Ölçümü

Sertlik ölçümü için benzer şekilde hazırlanan CAD/CAM materyallerinden ve antagonist olarak kullanılan kompozit rezinden 2 mm kalınlığında örnekler hazırlandı (n=10). Sertlik ölçümü Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Laboratuvarında, sertlik ölçüm cihazı (Duramin Microhardness Tester, Struers, Cleveland, ABD) kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 13). Materyaller cihazının tablasına yerleştirildi (Resim 14). Ölçüm sırasında 1.96 N yük 15 sn boyunca uygulandı. Değerler, x40'lık büyütmede, oluşan izin uzunluk verileri kullanılarak cihaz tarafından otomatik olarak hesaplandı. Her yüzeyden 3 ölçüm yapıldı ve ortalamaları alınarak Vickers sertlik derecesi (VSD) olarak kaydedildi.



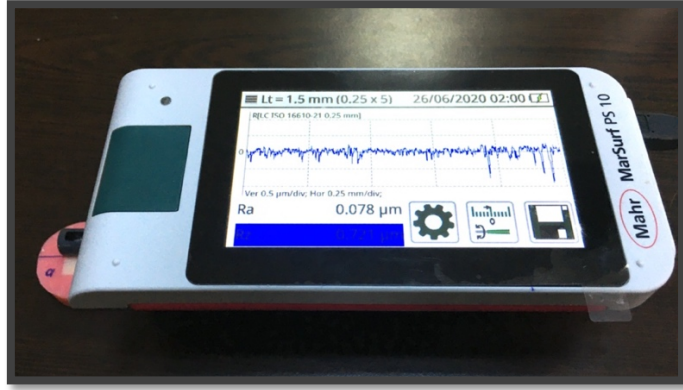
Resim 13. Sertlik ölçüm cihazı



Resim 14. Sertlik ölçümü

3.3. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü

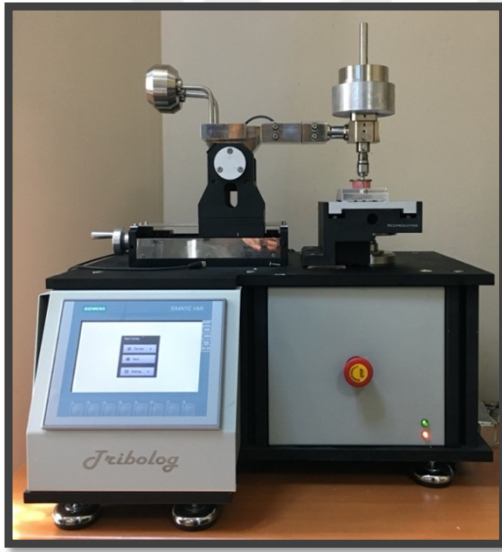
Aşınma testinden önce CAD/CAM materyallerin yüzey pürüzlülüğü mekanik bir profilometre (MarSurf PS 10, Mahr, Almanya) ile ölçüldü (Resim 15). Ölçümlerden önce kalibrasyon işlemi yapıldı. Profilometrenin okuyucu ucu örnekler 90° olacak şekilde yerleştirildi ve 1.5 mm'lik izlem yolu kullanılarak ölçümler yapıldı. Her örnek için üç ölçüm yapılarak Ra değerleri ortalamaları alınıp μm cinsinden kaydedildi.



Resim 15. Profilometre

3.4. Aşınma Testleri

Aşınma testleri ileri-geri harekete sahip pin-on-disk test cihazı (UTS Tribolog test cihazı, UTS Design, Trabzon, Türkiye) kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 16 ve 17).

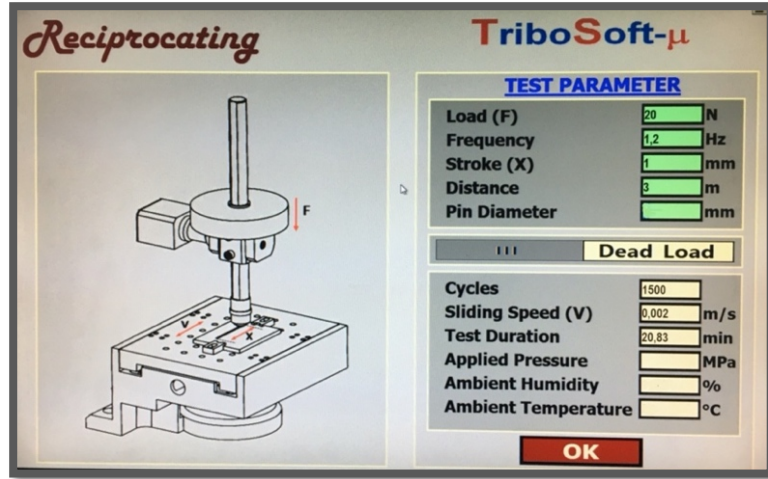


Resim 16: Aşınma test cihazı



Resim 17. Aşınma testi

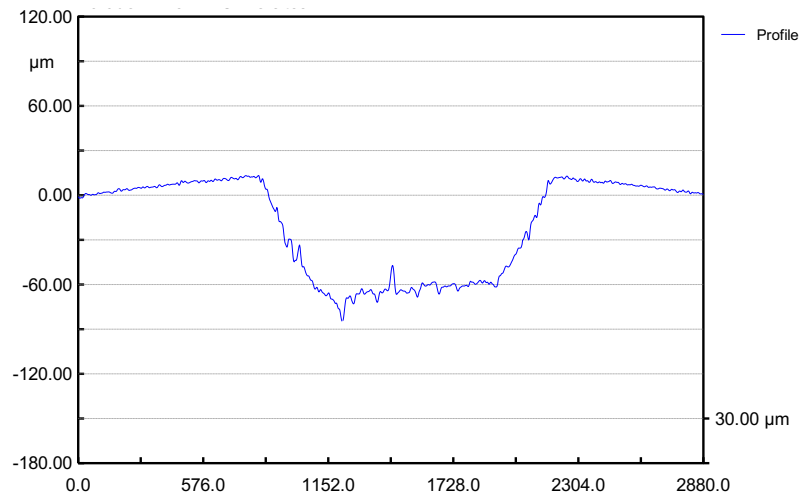
Örnekler antagonistler üst, CAD/CAM örnekler alt bölümde olacak şekilde test cihazına yerleştirildi. Testler 20 N yük, 2.5 mm/s kayma hızı, 1 mm kayma mesafesi ve 1500 döngüde distile su kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 18). Sürtünme katsayıları test cihazı tarafından otomatik olarak kaydedildi (Resim 19).



Resim 18. Test parametreleri

3.5. Aşınma Derinliği ve Aşınma Sonrası Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü

Test sonrası aşınma derinliklerini ve aşınma sonrası yüzey pürüzlülüklerini saptamak için profilometre (MarSurf PS 10, Mahr, Almanya) ile aşınma yüzeyinden ölçümler yapıldı. Aşınma derinlikleri, profilometre ile kayma yönüne dik olarak ölçülen derinlik profilleri kullanılarak elde edildi (Şekil 7); maksimum derinlik (tüm profil taramalarının en düşük veya en derin noktası) ve ortalama maksimum derinlik (tüm profil taramalarının en düşük veya en derin noktalarının ortalaması) parametreleri hesaplandı. Ortalama maksimum derinlik parametresi klinik değerlendirmelerde kullanılan ölçüm tekniklerine daha yakındır (136). Aşınma sonrası yüzey pürüzlülük değerleri ise her aşınma yüzeyinden üç ölçüm yapılarak Ra değerleri ortalamaları alınıp μm cinsinden kaydedildi.



Şekil 7. Aşınma profili

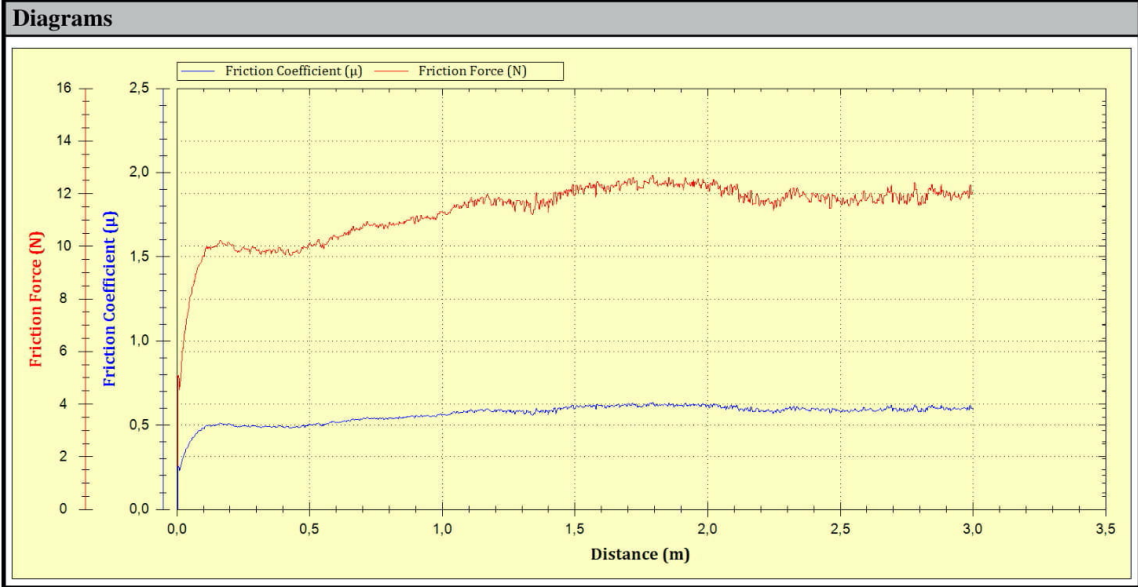


Test Report

Test Name	: VE1a-KOMPOZT	Pin/Ball Diameter (mm)	: ----- / -----
Operator Name	:	Pin/Ball Material	: KOMPOZT
Date	:	Test Material	: vita enamic
Type of Test	:	Lubricant Type	: distile su

Test Parameters			
Normal Load (N)	: 20	Test Duration (min)	: 20,83
Sliding Speed (mm/s)	: 2,5	Humidity (%)	:
Frequency (Hz)	: 1,2	Atmosphere	:
Stroke (mm)	: 1	Temperature (°C)	:
Cycles	: 1500	Distance (m)	: 3

Test Results	
Maximum Friction Coefficient (μ)	: 0,64
Minimum Friction Coefficient (μ)	: 0,23
Average Friction Coefficient (μ)	: 0,57
Maximum Wear Depth (μm)	:
Maximum Temperature (°C)	:



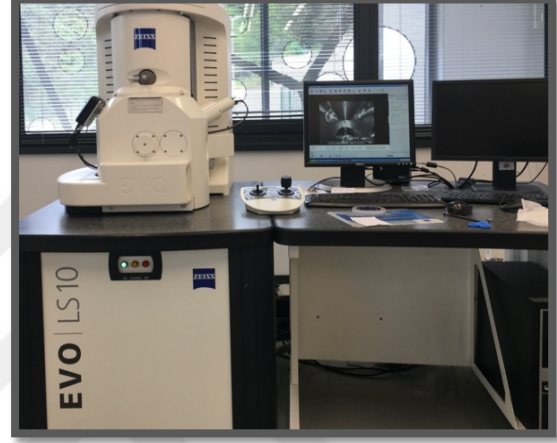
Resim 19. Test parametreleri, sürtünme kuvveti ve sürtünme katsayısı grafiği

3.6. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Yüzey Analizi

Yüzey incelemesi için her gruptan rastgele birer örnek seçildi. Örneklerin yüzeyleri bir kaplama cihazı kullanılarak (SPI Module Sputter Coater, SPI Supplies, ABD) altın ile kaplandı (Resim 20). Taramalı elektron mikroskobu (SEM) (EVO LS10, Zeiss, Oberkochen, Almanya) kullanılarak aşınan yüzeylerin ve antagonistlerin görüntüleri kaydedildi (Resim 21).



Resim 20. Yüzey kaplama cihazı



Resim 21. SEM

3.7. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler için SPSS for Windows 17.0 (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc, Chicago, ABD) kullanıldı. Tanımlayıcı istatistikler ortalama ve standart sapma şeklinde verildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile değerlendirildi. CAD/CAM materyallerine ait maksimum aşınma derinliği, ortalama maksimum aşınma derinliği, sürtünme katsayıları ve yüzey pürüzlülük değerlerinin analizinde 2-yönlü ANOVA ve Bonferroni düzeltmesi; sertlik değerlerinin analizinde ise tek yönlü ANOVA testi ve Tukey's post hoc testleri kullanıldı. $p < 0.05$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. CAD/CAM Materyallerin Yüzey Sertliği Bulguları

Tek yönlü ANOVA test sonuçları Tablo 5'te gösterilmiştir. Test edilen CAD/CAM materyallerin sertlik değerlerinin ortalama ve standart sapma (SS) değerleri Tablo 6'da gösterilmiştir. En yüksek sertlik değerini VS göstermiştir ($p<0.05$). En düşük değer ise BC'de görüldü; ancak LU ile aralarındaki fark anlamlı bulunmadı ($p=0.478$).

Tablo 5. Sertlik değerleri tek yönlü ANOVA etkileşim tablosu

Kaynak	Karelerin toplamı	df	Ortalamanın karesi	F	Sig.
Gruplar arası	1553222.593	3	517740.864	855.466	<0.001*
Grup içinde	21787.746	36	605.215	1612.314	
Toplam	1575010.339	39			

* $p<0.05$, anlamlı farkı ifade eder.

Tablo 6. Ortalama VSD (μ) $\pm$ SS ve tek yönlü ANOVA sonuçları

	Sertlik (VSD)
BC	76.73 $\pm$ 4.14 ^A
LU	92.68 $\pm$ 2.76 ^A
VE	154.36 $\pm$ 12.88 ^B
VS	558.05 $\pm$ 47.22 ^C
Farklı büyük harfler aynı koşullar altında satırlar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir ($p<0.05$)	

4.2. CAD/CAM Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

2-yönlü ANOVA test sonuçları Tablo 7’de gösterilmiştir. Tabloya göre iki ana faktör olan CAD/CAM materyalleri ve antagonistlerin tek başına anlamlı fark oluşturduğu bulunmuştur ($p<0.001$). Aynı şekilde CAD/CAM materyalleri ve antagonistlerin etkileşiminde de anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.001$).

Tablo 7. Yüzey pürüzlülük değerlerinin 2-yönlü ANOVA etkileşim tablosu

Kaynak	Karelerin toplamı	df	Ortalamanın karesi	F	Sig.
Düzeltilmiş model	46.226	15	3.082	66.561	<0.001*
Sabit değişken	74.649	1	74.649	1612.314	<0.001*
CAD/CAM materyaller	6.694	3	2.231	48.196	<0.001*
Antagonistler	34.847	3	11.616	250.884	<0.001*
CAD/CAM Materyaller*Antagonistler	4.684	9	0.520	11.241	<0.001*
Hata	6.667	144	0.046		
Toplam	127.542	160			
Düzeltilmiş Toplam	52.893	159			

* $p<0.05$, anlamlı farkı ifade eder.

Test edilen CAD/CAM materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 8’de gösterilmiştir. Gruplar arası çoklu karşılaştırmalar Tablo 9 ve 10’da gösterilmiştir. CAD/CAM materyallerin başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). Kompozit rezin ile aşınma sonrası BC,

LU ve VS benzer ($p>0.05$); VE'den düşük yüzey pürüzlülük değerleri gösterdi. Ancak LU ve VE arasında anlamlı fark görülmedi ($p=0.130$).

Mine ile aşınma sonrası BC, LU ve VE'nin yüzey pürüzlülük değerleri arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). VS'nin yüzey pürüzlülük değerleri BC, LU ve VE'nin pürüzlülük değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulundu ($p<0.001$). Feldspatik porselen ile aşınma sonrası BC ve LU benzer yüzey pürüzlülük değeri gösterdi ($p=0.962$). VE istatistiksel olarak en yüksek yüzey pürüzlülük değerlerini verirken, VS ise en düşük yüzey pürüzlülük değerlerine sahipti ($p<0.05$).

Sadece BC'de başlangıç ve kompozit rezin ile aşınma sonrası yüzey pürüzlülük değerlerinde anlamlı fark görülmedi ($p=0.060$). Tüm materyal grupları için antagoniste bağlı yüzey pürüzlülük değerleri feldspatik porselenle aşınan yüzeylerde en yüksek, kompozit rezinle aşınanlarda en düşüktü. Yalnızca VS'de kompozit rezin ve mine ile aşınma sonrası yüzey pürüzlülüklerinde anlamlı fark görülmedi ($p=0.494$).

Tablo 8. Ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (μ) $\pm$ SS ve 2-yönlü ANOVA sonuçları

	Kontrol	Kompozit	Mine	Porselen
BC	0.10 $\pm$ 0.01 ^{Aa}	0.28 $\pm$ 0.05 ^{Aa}	1.19 $\pm$ 0.28 ^{Ab}	1.42 $\pm$ 0.28 ^{Ac}
LU	0.09 $\pm$ 0.03 ^{Aa}	0.39 $\pm$ 0.02 ^{ABb}	1.13 $\pm$ 0.41 ^{Ac}	1.43 $\pm$ 0.43 ^{Ad}
VE	0.17 $\pm$ 0.02 ^{Aa}	0.54 $\pm$ 0.11 ^{Bb}	1.09 $\pm$ 0.25 ^{Ac}	1.69 $\pm$ 0.33 ^{Bd}
VS	0.04 $\pm$ 0.02 ^{Aa}	0.31 $\pm$ 0.03 ^{Ab}	0.37 $\pm$ 0.08 ^{Bb}	0.62 $\pm$ 0.13 ^{Cc}

Farklı büyük harfler aynı koşullar altında satırlar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir ($p<0.05$)
Farklı küçük harfler aynı koşullar altında sütunlar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir ($p<0.05$).

Tablo 9. CAD/CAM materyallerin 2-yönlü ANOVA'ya göre yüzey pürüzlülüğüne ait p değerleri

	CAD/CAM materyalleri	VS	VE	LU
Kontrol	BC	0.537	0.476	0.931
	LU	0.595	0.424	
	VE	0.185		
Kompozit	BC	0.771	0.007	0.231
	LU	0.364	0.130	
	VE	0.016		
Mine	BC	<0.001	0.311	0.500
	LU	<0.001	0.733	
	VE	<0.001		
Porselen	BC	<0.001	0.006	0.962
	LU	<0.001	0.007	
	VE	<0.001		

Tablo 10. CAD/CAM materyallerin 2-yönlü ANOVA'ya göre yüzey pürüzlülüğüne ait p değerleri

	Antagonistler	Porselen	Mine	Kompozit
BC	Kontrol	<0.001	<0.001	0.060
	Kompozit	<0.001	<0.001	
	Mine	0.019		
LU	Kontrol	<0.001	<0.001	0.002
	Kompozit	<0.001	<0.001	
	Mine	0.002		
VE	Kontrol	<0.001	<0.001	<0.001
	Kompozit	<0.001	<0.001	
	Mine	<0.001		
VS	Kontrol	<0.001	0.001	0.006
	Kompozit	0.001	0.494	
	Mine	0.012		

4.3. CAD/CAM Materyallerin Sürtünme Katsayısı Bulguları

2-yönlü ANOVA test sonuçları Tablo 11’de gösterilmiştir. Tabloya göre iki ana faktör olan CAD/CAM materyalleri ve antagonistlerin tek başına anlamlı fark oluşturduğu bulunmuştur ($p<0.001$). Aynı şekilde CAD/CAM materyalleri ve antagonistlerin etkileşiminde de anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.001$).

Tablo 11: Sürtünme katsayılarının 2-yönlü ANOVA etkileşim tablosu

Kaynak	Karelerin toplamı	df	Ortalamanın karesi	F	Sig.
Düzeltilmiş model	3.599	11	0.327	98.090	<0.001*
Sabit değişken	32.033	1	32.033	9603.598	<0.001*
CAD/CAM materyaller	2.264	3	0.755	226.287	<0.001*
Antagonistler	1.086	2	0.543	162.759	<0.001*
CAD/CAM Materyaller*Antagonistler	0.249	6	0.041	12.435	<0.001*
Hata	0.360	108	0.003		
Toplam	35.993	120			
Düzeltilmiş toplam	3.959	119			

* $p<0.05$, anlamlı farkı ifade eder.

Test edilen CAD/CAM materyallerin sürtünme katsayılarının ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 12’de gösterilmiştir. Gruplar arası çoklu karşılaştırmalar Tablo 13 ve 14’te gösterilmiştir. BC ve LU kompozit rezin ve mine ile aşınma sırasında sürtünme katsayısı değerlerinde anlamlı fark göstermemiştir ($p=0.124$; $p=0.396$). Aynı şekilde aynı antagonistlere karşı VE ve VS arasında da anlamlı fark görülmedi ($p=0.375$; $p=0.060$). Feldspatik porselene karşı en yüksek sürtünme katsayısı değerlerini VE göstermiştir ($p<0.001$). Onu sırasıyla VS, LU ve BC takip etmektedir.

Tüm CAD/CAM materyal gruplarda en düşük sürtünme katsayısı kompozit rezin ile aşınma sırasında görülmüştür. Ancak VE ve VS’de kompozit rezin ve mine ile aşınma sırasındaki değerler arasında istatistiksel olarak fark yoktu ($p=0.699$; $p=0.166$). Tüm CAD/CAM materyal gruplarda en yüksek sürtünme katsayısı feldspatik porselen ile aşınma sırasında görülmüştür. Ancak BC’de mine ile aşınma sırasındaki sürtünme katsayısı ile istatistiksel olarak fark görülmedi ($p=0.191$).

Tablo 12. Ortalama sürtünme katsayıları $\pm$ SS ve 2-yönlü ANOVA sonuçları

	Kompozit	Mine	Porselen
BC	0.26 ± 0.03^{Aa}	0.42 ± 0.06^{Ab}	0.45 ± 0.04^{Ab}
LU	0.22 ± 0.01^{Aa}	0.39 ± 0.08^{Ab}	0.51 ± 0.05^{Bc}
VE	0.56 ± 0.02^{Ba}	0.57 ± 0.06^{Ba}	0.86 ± 0.06^{Cb}
VS	0.58 ± 0.04^{Ba}	0.62 ± 0.09^{Ba}	0.72 ± 0.04^{Db}
Farklı büyük harfler aynı koşullar altında satırlar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir ($p<0.05$) Farklı küçük harfler aynı koşullar altında sütunlar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir ($p<0.05$).			

Tablo 13. 2-yönlü ANOVA'ya göre sürtünme katsayılarına ait p değerleri

	CAD/CAM materyalleri	VS	VE	LU
Kompozit	BC	<0.001	<0.001	0.124
	LU	<0.001	<0.001	
	VE	0.375		
Mine	BC	<0.001	<0.001	0.396
	LU	<0.001	<0.001	
	VE	0.060		
Porselen	BC	<0.001	<0.001	0.020
	LU	<0.001	<0.001	
	VE	<0.001		

Tablo 14. 2-yönlü ANOVA'ya göre sürtünme katsayılarına ait p değerleri

	Antagonistler	Porselen	Mine
BC	Kompozit	<0.001	<0.001
	Mine	0.191	
LU	Kompozit	<0.001	<0.001
	Mine	<0.001	
VE	Kompozit	<0.001	0.699
	Mine	<0.001	
VS	Kompozit	<0.001	0.166
	Mine	<0.001	

4.4.CAD/CAM Materyallerinin Maksimum Aşınma Derinliği Bulguları

2-yönlü ANOVA test sonuçları Tablo 15'te gösterilmiştir. Tabloya göre iki ana faktör olan CAD/CAM materyalleri ve antagonistlerin tek başına anlamlı farklılık oluşturduğu bulunmuştur ($p<0.001$). Aynı şekilde CAD/CAM materyalleri ve antagonistlerin etkileşiminde de anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.001$).

Tablo 15. Maksimum aşınma derinliklerinin 2-yönlü ANOVA etkileşim tablosu

Kaynak	Karelerin toplamı	df	Ortalamanın karesi	F	Sig.
Düzeltilmiş model	67656.727	11	6150.612	58.285	<0.001*
Sabit değişken	190322.879	1	190322.879	1803.549	<0.001*
CAD/CAM materyaller	10896.870	3	3632.290	34.421	<0.001*
Antagonistler	49497.734	2	24748.867	234.527	<0.001*
CAD/CAM Materyaller*Antagonistler	7262.123	6	1210.354	11.470	<0.001*
Hata	11396.900	108	105.527		
Toplam	269376.506	120			
Düzeltilmiş toplam	79053.627	119			

* $p<0.05$, anlamlı farkı ifade eder.

Test edilen CAD/CAM materyallerin maksimum aşınma ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 16’da gösterilmiştir. Gruplar arası çoklu karşılaştırmalar Tablo 17 ve 18’de gösterilmiştir. Antagonistler ve CAD/CAM materyallerin türü aşınma derinliği üzerinde önemli bir etkiye sahipti. Kompozit antagonist ile aşınma sonrası yalnızca BC ve VE arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür ($p=0.037$). Mine ile aşınma sonrası en yüksek maksimum aşınma değeri BC’de, en düşük maksimum aşınma değeri VS’de görülmüştür. LU ve VE benzer maksimum aşınma değerleri göstermiştir ($p=0.340$). Feldspatik porcelene karşı en az maksimum aşınma değerini VS gösterdi ($p<0.05$). BC ve LU feldspatik porcelene karşı benzer ($p=0.097$) ve VE’den daha az maksimum aşınma değerleri sergilemiştir. Ancak LU ve VE arasındaki aşınma değerleri istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p=0.122$).

Tüm CAD/CAM materyallerinde maksimum aşınma derinliği en fazla feldspatik porcelen ile aşınma sonrası görüldü. Bunu sırasıyla mine ve kompozit rezin takip etti. Yalnızca BC’de mine ve feldspatik porcelen ile aşınma sonrasındaki maksimum aşınma derinlikleri arasında anlamlı fark görülmedi ($p=0.721$).

Tablo 16. Maksimum aşınma derinliklerinin ortalamaları (μm) $\pm$ SS ve 2-yönlü ANOVA sonuçları

	Kompozit	Mine	Porcelen
BC	9.43 $\pm$ 1.64 ^{Aa}	61.89 $\pm$ 15.48 ^{Ab}	63.53 $\pm$ 13.71 ^{Ab}
LU	13.22 $\pm$ 2.04 ^{ABa}	42.74 $\pm$ 12.45 ^{Bb}	71.22 $\pm$ 20.34 ^{ABc}
VE	19.15 $\pm$ 3.41 ^{Ba}	47.14 $\pm$ 9.17 ^{Bb}	78.39 $\pm$ 11.04 ^{Bc}
VS	11.50 $\pm$ 2.01 ^{ABa}	22.10 $\pm$ 5.19 ^{Cb}	37.53 $\pm$ 3.69 ^{Cc}

Farklı büyük harfler aynı koşullar altında satırlar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir ($p<0.05$)
Farklı küçük harfler aynı koşullar altında sütunlar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir ($p<0.05$).

Tablo 17. CAD/CAM materyallerin 2-yönlü ANOVA'ya göre maksimum aşınma derinliklerine ait p değerleri

	CAD/CAM materyalleri	VS	VE	LU
Kompozit	BC	0.653	0.037	0.412
	LU	0.710	0.199	
	VE	0.099		
Mine	BC	<0.001	0.002	<0.001
	LU	<0.001	0.340	
	VE	<0.001		
Porselen	BC	<0.001	0.002	0.097
	LU	<0.001	0.122	
	VE	<0.001		

Tablo 18. CAD/CAM materyallerin 2-yönlü ANOVA'ya göre maksimum aşınma derinliklerine ait p değerleri

	Antagonistler	Porselen	Mine
BC	Kompozit	<0.001	<0.001
	Mine	0.721	
LU	Kompozit	<0.001	<0.001
	Mine	<0.001	
VE	Kompozit	<0.001	<0.001
	Mine	<0.001	
VS	Kompozit	<0.001	0.023
	Mine	0.001	

4.5. CAD/CAM Materyallerinin Ortalama Maksimum Aşınma Derinliği Bulguları

2-yönlü ANOVA test sonuçları Tablo 19’da gösterilmiştir. Tabloya göre iki ana faktör olan CAD/CAM materyalleri ve antagonistlerin tek başına anlamlı farklılık oluşturduğu bulunmuştur ($p<0.001$). Aynı şekilde CAD/CAM materyalleri ve antagonistlerin etkileşiminde de anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.001$).

Tablo 19. Ortalama maksimum aşınma derinliklerinin 2-yönlü ANOVA etkileşim tablosu

Kaynak	Karelerin toplamı	df	Ortalamanın karesi	F	Sig.
Düzeltilmiş model	54331.018	11	4939.183	47.738	<0.001*
Sabit değişken	153175.654	1	153175.654	1480.460	<0.001*
CAD/CAM materyaller	8424.385	3	2808.128	27.141	<0.001*
Antagonistler	38528.194	2	19264.097	186.190	<0.001*
CAD/CAM Materyaller*Antagonistler	7378.439	6	1229.740	11.886	<0.001*
Hata	11174.207	108	103.465		
Toplam	218680.879	120			
Düzeltilmiş toplam	65505.225	119			

* $p<0.05$, anlamlı farkı ifade eder.

Test edilen CAD/CAM materyallerin ortalama maksimum aşınma ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 20’de gösterilmiştir. Gruplar arası çoklu karşılaştırmalar Tablo 21 ve 22’de gösterilmiştir. Kompozit rezin ile aşınma sonrası CAD/CAM materyaller arasında ortalama maksimum aşınma değerleri arasında anlamlı fark görülmedi ($p>0.05$). Mine ve feldspatik porselen ile aşınma sonrası en yüksek ortalama maksimum aşınma değerini VE göstermiştir; ancak her iki antagonist için de LU ile arasında anlamlı fark görülmemiştir ($p=0.546$; $p=0.161$). Mine ve feldspatik porselene karşı en az ortalama maksimum aşınma değeri VS’de görülmüştür ($p<0.05$).

Tüm CAD/CAM materyallerinde ortalama maksimum aşınma derinliği en fazla feldspatik porselen ile aşınma sonrası görüldü. Bunu sırasıyla mine ve kompozit rezin takip etti. Yalnızca BC’de mine ve feldspatik porselen ile aşınma sonrasındaki ortalama maksimum aşınma derinlikleri arasında anlamlı fark görülmedi ($p=0.096$).

Tablo 20. Ortalama maksimum aşınma derinliklerinin ortalamaları (μm) $\pm$ SS ve 2-yönlü ANOVA sonuçları

	Kompozit	Mine	Porselen
BC	8.13 $\pm$ 1.73 ^{Aa}	59.93 $\pm$ 16.33 ^{Ab}	52.28 $\pm$ 11.60 ^{Ab}
LU	11.72 $\pm$ 2.05 ^{Aa}	39.77 $\pm$ 11.32 ^{Bb}	63.37 $\pm$ 19.98 ^{Bc}
VE	16.64 $\pm$ 3.49 ^{Aa}	42.53 $\pm$ 10.79 ^{Bb}	69.79 $\pm$ 10.57 ^{Bc}
VS	10.56 $\pm$ 2.24 ^{Aa}	20.01 $\pm$ 6.05 ^{Cb}	33.94 $\pm$ 4.77 ^{Cc}

Farklı büyük harfler aynı koşullar altında satırlar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir ($p<0.05$)
Farklı küçük harfler aynı koşullar altında sütunlar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir ($p<0.05$).

Tablo 21. CAD/CAM materyallerin 2-yönlü ANOVA'ya göre ortalama maksimum aşınma derinliklerine ait p değerleri

	CAD/CAM materyalleri	VS	VE	LU
Kompozit	BC	0.594	0.064	0.431
	LU	0.800	0.282	
	VE	0.184		
Mine	BC	<0.001	<0.001	<0.001
	LU	<0.001	0.546	
	VE	<0.001		
Porselen	BC	<0.001	<0.001	0.016
	LU	<0.001	0.161	
	VE	<0.001		

Tablo 22. CAD/CAM materyallerin 2-yönlü ANOVA'ya göre ortalama maksimum aşınma derinliklerine ait p değerleri

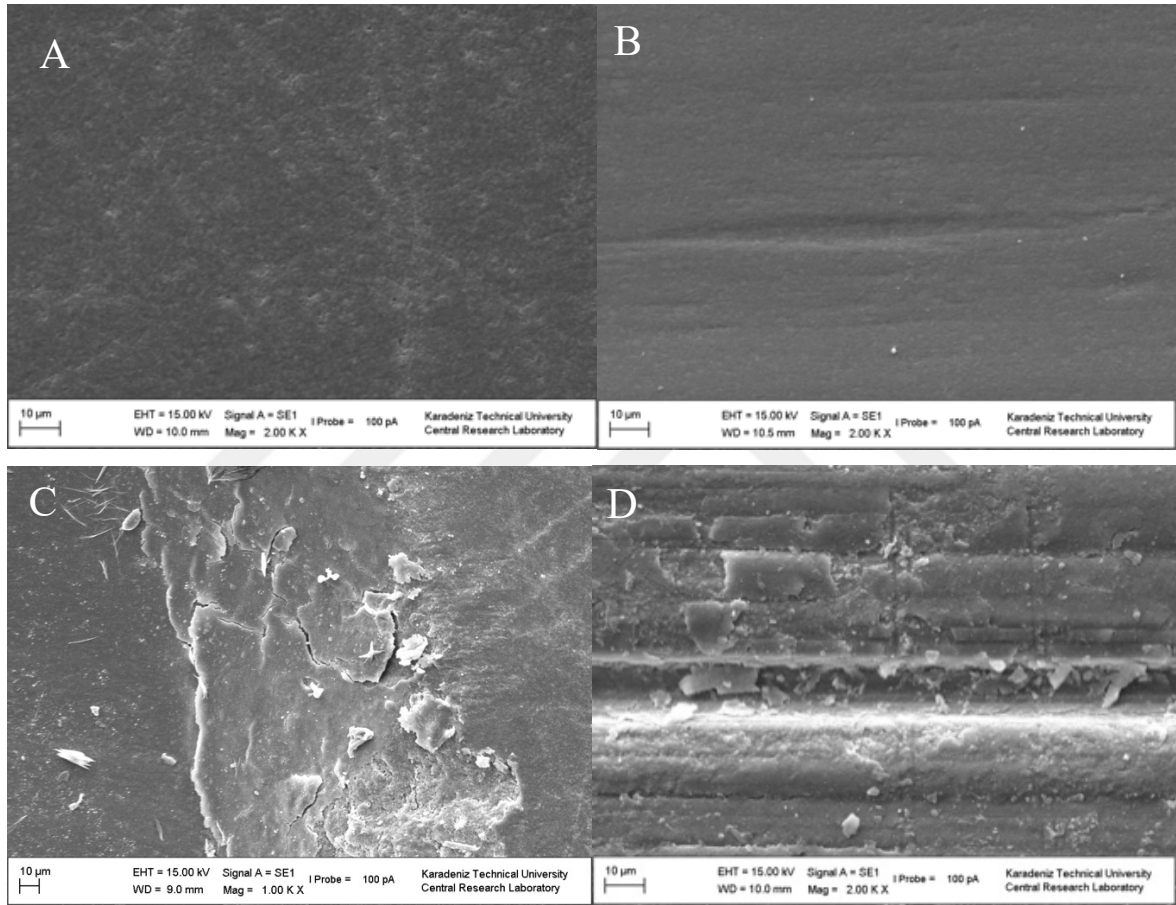
	Antagonistler	Porselen	Mine
BC	Kompozit	<0.001	<0.001
	Mine	0.096	
LU	Kompozit	<0.001	<0.001
	Mine	<0.001	
VE	Kompozit	<0.001	<0.001
	Mine	<0.001	
VS	Kompozit	<0.001	0.040
	Mine	0.003	

4.6. CAD/CAM Materyallerin ve Antagonistlerin Aşınmalarının Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Yüzey Analizi

4.6.1. CAD/CAM Materyallerin İncelenmesi

CAD/CAM materyallerin aşınma öncesi ve farklı antagonistler ile aşınması sonrası SEM görüntüleri Resim 22-25'te görülmektedir.

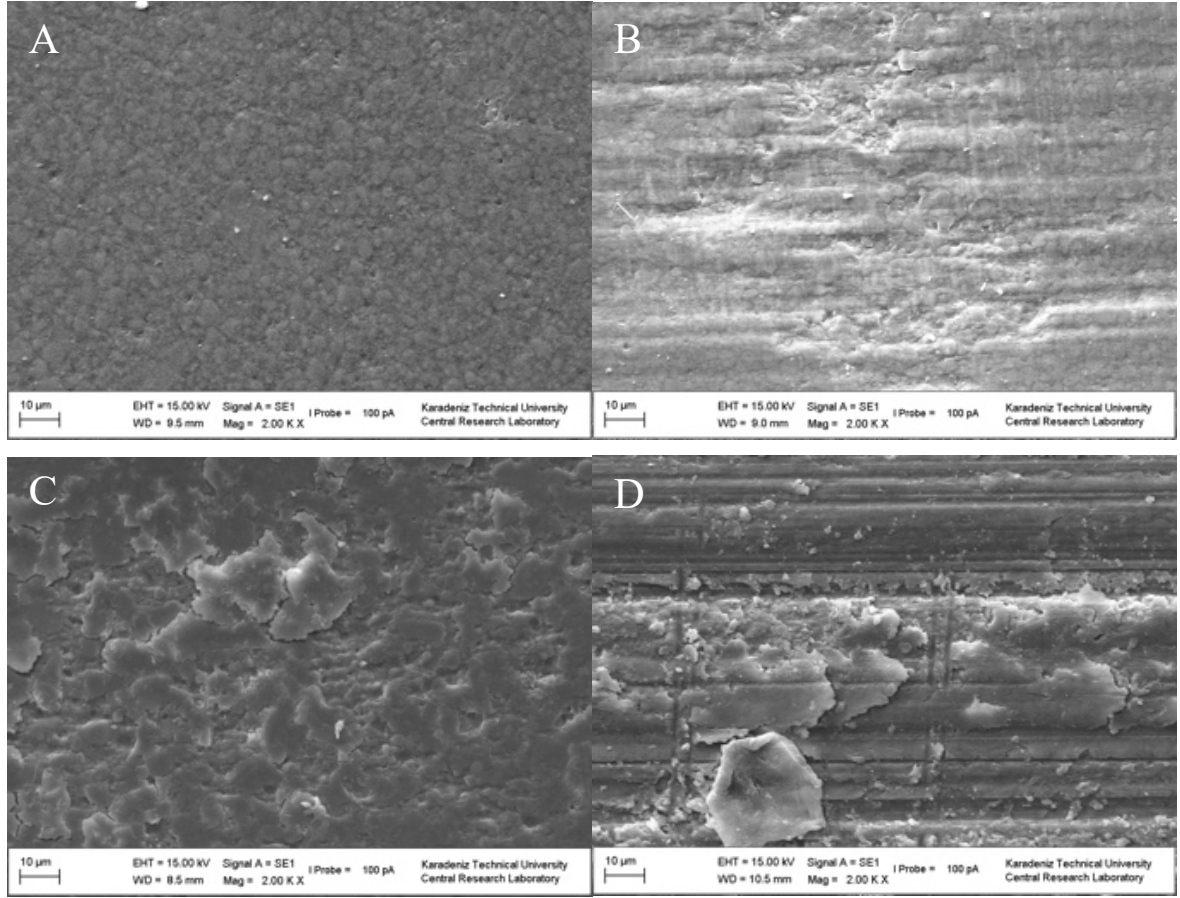
4.6.1.1. Brilliant Crios'un İncelenmesi



Resim 22. BC'ye ait SEM görüntüleri **A)** aşınma öncesi BC yüzeyi, **B)** kompozit rezin ile aşınmış BC yüzeyi, **C)** mine ile aşınmış BC yüzeyi, **D)** feldspatik porselen ile aşınmış BC yüzeyi

BC'nin aşınmamış yüzeyi Resim 22A'da görülmektedir. Kompozit rezin ile aşınma sonrası nispeten düzgün bir yüzey görülmüştür (Resim 22B). Mine ile aşınma sonrası yorulma aşınmasına bağlı çatlaklar, pullanma ve kopmalar meydana gelmiştir (Resim 22C). Feldspatik porselenin abraziv aşınmaya bağlı aşınma yönünde derin oyuklara neden olduğu görüldü (Resim 22D). Aynı zamanda aşınmaya bağlı materyalde kopmalar ve kopan parçaların yüzeye adezyonu görülmüştür.

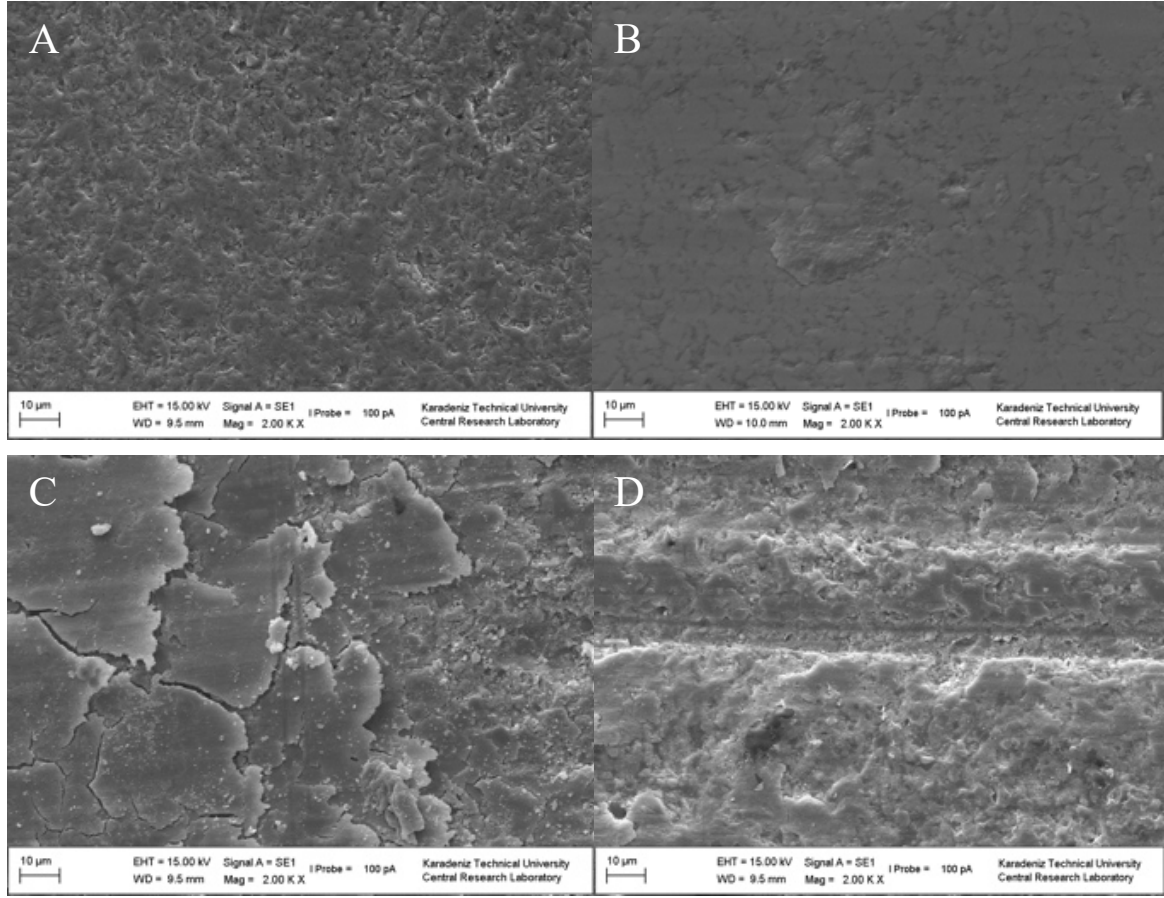
4.6.1.2. Lava Ultimate'ın İncelenmesi



Resim 23. LU'ya ait SEM görüntüleri **A)** aşınma öncesi LU yüzeyi, **B)** kompozit rezin ile aşınmış LU yüzeyi, **C)** mine ile aşınmış LU yüzeyi, **D)** feldspatik porselen ile aşınmış LU yüzeyi

LU'nun nanokümelerden oluşan yapısı 23A'da görülmektedir. Kompozit rezin ile aşınma sonrası LU yüzeyinde mikro kopmalar görüldü ancak yine de düzgün bir yüzeye sahipti (Resim 23B). Mine ile aşınma sonrası yorulma aşınmasına bağlı delaminasyon ve çatlaklar görüldü (Resim 23C). Feldspatik porselen abrasiv aşınmaya bağlı aşınma yönünde derin oyuklara neden olmuştur. Aynı zamanda materyalde kopmalar ve kopan parçaların yüzeye adezyonu görülmüştür (Resim 23D).

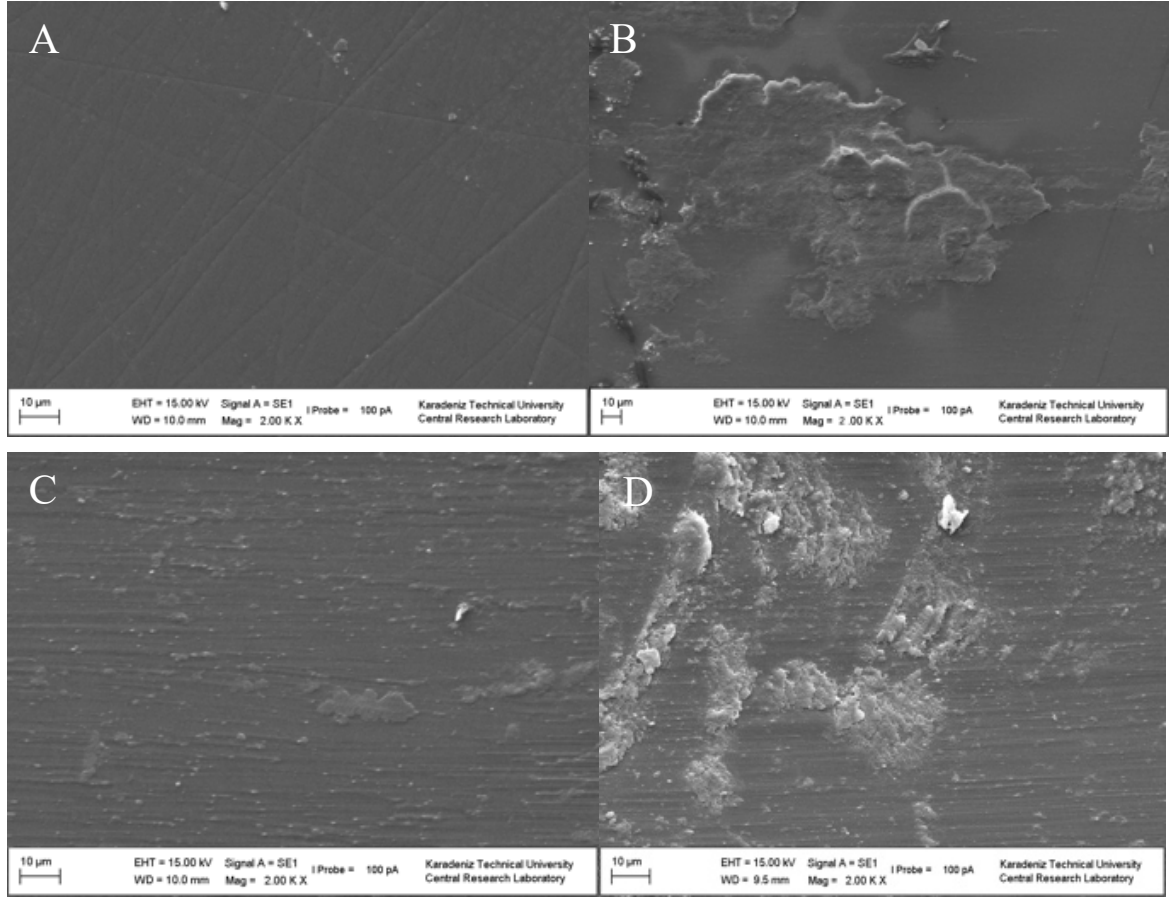
4.6.1.3. Vita Enamic'in İncelenmesi



Resim 24. VE'ye ait SEM görüntüleri **A)** aşınma öncesi VE yüzeyi, **B)** kompozit rezin ile aşınmış VE yüzeyi, **C)** mine ile aşınmış VE yüzeyi, **D)** feldspatik porselen ile aşınmış VE yüzeyi

VE'nin porözlü ağ yapısı 24A'da görülmektedir. Kompozit rezin ile aşınma sonrası nispeten düzgün bir yüzey görüldü (Resim 24B). Mine ile aşınma sonrası yorulma aşınmasına bağlı çatlaklar, kırıklar ve buna bağlı madde kaybı görüldü (Resim 24C). Feldspatik porselen abrasiv aşınmaya bağlı aşınma yönünde derin oyuklara neden olmuştur (Resim 24D).

4.6.1.4. Vita Suprinity'nin İncelenmesi

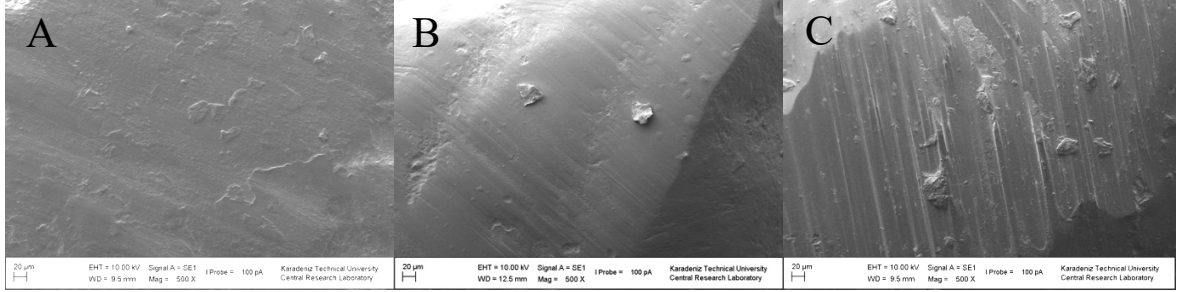


Resim 25. VS'ye ait SEM görüntüleri **A)** aşınma öncesi VS yüzeyi, **B)** kompozit rezin ile aşınmış VS yüzeyi, **C)** mine ile aşınmış VS yüzeyi, **D)** feldspatik porselen ile aşınmış VS yüzeyi

VS'nin aşınmamış yüzeyi Resim 25A'da görülmektedir. Kompozit rezin ile aşınma sonrası kompozit rezin sıvanmış (smearing) şekilde VS'nin yüzeyinde görüldü (Resim 25B). Mine ile aşınma sonrası yüzeyde kayma yönünde sık ince çizikler görüldü (Resim 25C). Feldspatik porselen ile aşınma sonrası aşınma izi yönünde paralel ince çizikler, ufalanmalar ve kırılmalar görüldü (Resim 25D)

4.6.2. Antagonistlerin incelenmesi

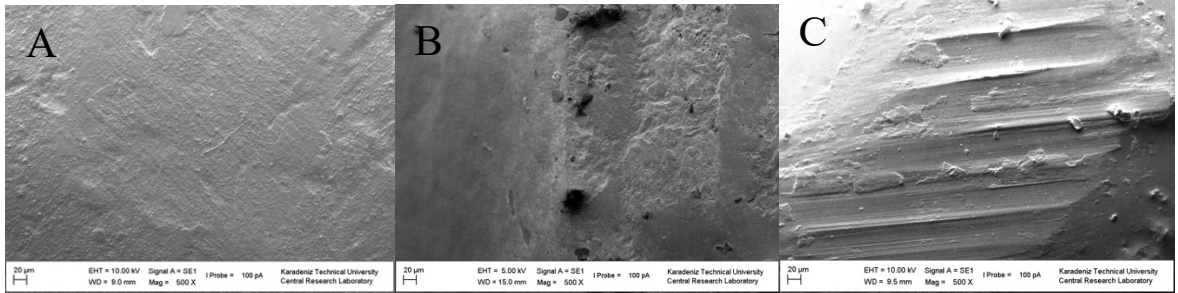
4.6.2.1. Brilliant Crios'a Karşı Kullanılan Antagonistlerin İncelenmesi



Resim 26. BC'ye karşı kullanılan antagonistlere ait SEM görüntüleri **A)** antagonist kompozit rezinin aşınma yüzeyi, **B)** antagonist minenin aşınma yüzeyi, **C)** antagonist feldspatik porselenin aşınma yüzeyi

Antagonist kompozit rezin ve mine aşınma sonrası nispeten pürüzsüz yüzeyler sergilemiştir (Resim 26A ve 26B). Feldspatik porselen de ise abraziv aşınmaya bağlı oyuklar ve kopmalar görülmüştür (Resim 26C).

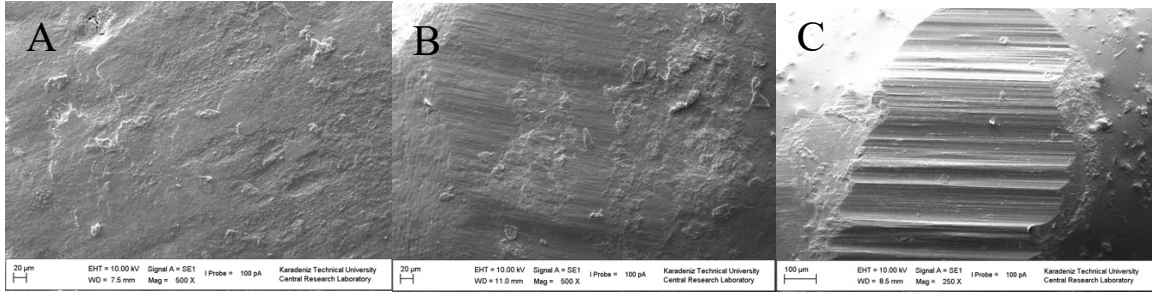
4.6.2.2. Lava Ultimate'a Karşı Kullanılan Antagonistlerin İncelenmesi



Resim 27. LU'ya karşı kullanılan antagonistlere ait SEM görüntüleri **A)** antagonist kompozit rezinin aşınma yüzeyi, **B)** antagonist minenin aşınma yüzeyi, **C)** antagonist feldspatik porselenin aşınma yüzeyi

Antagonist kompozit rezin, aşınma sonrası pürüzsüz bir yüzey sergilemiştir (Resim 27A). Antagonist mine yorulmaya ve abrazyona bağlı ufalanmalar göstermiştir (Resim 27B). Antagonist feldspatik porselen de ise abraziv aşınmaya bağlı oyuklar ve kopan materyal parçalarının yüzeye adezyonu görülmüştür (Resim 27C).

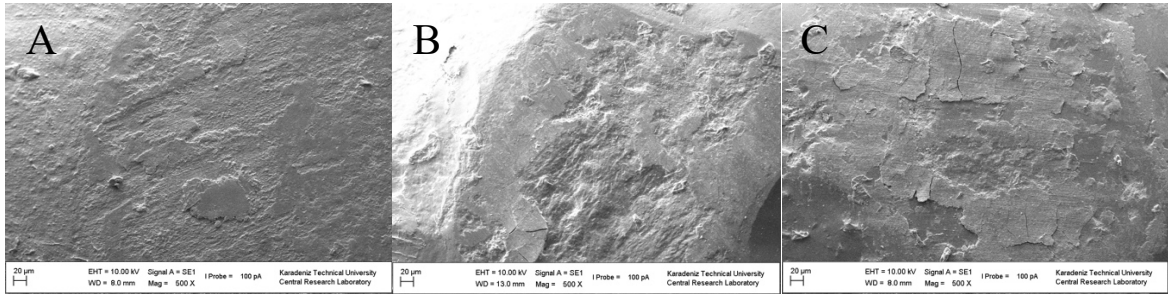
4.6.2.3. Vita Enamic'e Karşı Kullanılan Antagonistlerin İncelenmesi



Resim 28. VE'ye karşı kullanılan antagonistlere ait SEM görüntüleri **A)** antagonist kompozit rezinin aşınma yüzeyi, **B)** antagonist minenin aşınma yüzeyi, **C)** antagonist feldspatik porselenin aşınma yüzeyi

Antagonist kompozit rezinde materyal kaybı ve hafif pürüzlü bir yüzey görülmüştür (Resim 28A). Antagonist minede abrazyona bağlı aşınma yönünde hafif çizikler, kopmalar ve kopan parçaların yüzeye adezyonu görülmüştür (Resim 28B). Feldspatik porselen de ise abraziv aşınmaya bağlı derin oyuklar görülmüştür (Resim 28C).

4.6.2.4. Vita Suprinity'e Karşı Kullanılan Antagonistlerin İncelenmesi



Resim 29. VS'ye karşı kullanılan antagonistlere ait SEM görüntüleri **A)** antagonist kompozit rezinin aşınma yüzeyi, **B)** antagonist minenin aşınma yüzeyi, **C)** antagonist feldspatik porselenin aşınma yüzeyi

Antagonist kompozit resin yüzeyinde kopmalar ve kopan parçaların yüzeye adezyonu görüldü (Resim 29A). Antagonist minede yorulmaya bağlı plaka benzeri yüzeyden ayrılma (delaminasyon), kopmalar, düzensiz içbükey alanlar ve çatlaklar görülmüştür (Resim 29B). Antagonist feldspatik porselen yüzeyinde kopmalar ve kopan parçaların yüzeye adezyonu, delminasyona bağlı materyal kaybı, kırılmalar ve çatlaklar görülmüştür (Resim 29C).

5.TARTIŞMA

Ağız boşluğunda mine veya dentinde olduğu gibi, restoratif materyaller de aşınmaya maruz kalır ve aşınma davranışı restoratif materyalin yapısına bağlıdır (42). Minenin ve/veya karşıt minenin yerini alan bir restoratif materyal, mümkün olduğunca doğal mineye benzer özelliklere sahip olmalıdır (137). Restoratif materyallerin aşınma davranışları oklüzal yüzeyde anormal yüklenmeye, temporomandibular eklem bozukluğuna, fonksiyona bağlı kas yorgunluğuna, mandibular hareket yolunda değişikliklere, oklüzal dikey boyut kaybına ve madde kaybına bağlı estetik problemlere yol açabilir (133, 138).

Feldspatik porselen, lityum disilikat seramik, zirkonya ve kompozit rezin gibi yaygın olarak kullanılan dental materyallerin aşınma performansı sıklıkla araştırılmıştır (56, 62, 133, 139). Metal alaşımlarının ve seramiklerin genellikle aşınmaya karşı daha dirençli olduğu, kompozit rezinlerin ise daha kısa bir süre içinde materyal kaybına uğrayacağı düşünülmektedir (42).

Günümüzde CAD/CAM teknolojileri, hem laboratuvar çalışma sürelerinde büyük bir azalma sağlamış, hem de geniş yelpazedeki yeni materyallerle dental restorasyonların imalatında yenilikler sunmuştur. Son zamanlarda feldspatik seramikleri, cam seramikleri ve kompozit rezinleri de kapsayan çok sayıda yeni CAD/CAM materyali piyasaya sunulmuştur (134).

5.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Bu çalışmada güncel hasta başı CAD/CAM materyaller olan Brilliant Crios (BC), Lava Ultimate (LU), Vita Enamic (VE) ve Vita Suprinity (VS)'nin farklı antagonistlere göre aşınma davranışları değerlendirilmiştir. Ağız boşluğunda klinik durumu simüle etmek için olası antagonist alternatifleri olarak diş minesi, kompozit rezin ve metal destekli feldspatik porselen antagonist olarak kullanılmıştır.

Dental materyallerin aşınma davranışının değerlendirilmesinde antagonist olarak genellikle diş minesi kullanılmıştır (32, 61, 115, 130, 140–142). Bunun yanında literatürde restoratif materyallere karşı farklı antagonistlerin kullanıldığı ve aşınma performansının değerlendirildiği in vitro çalışmalar bulunmaktadır. Bu çalışmalarda antagonist olarak zirkonya (133, 137, 143, 144), alümina (145, 146), paslanmaz çelik (147), Co-Cr alaşımları (148) ve kompozit rezin (138) kullanılmıştır.

Günümüzde CAD/CAM materyallerin aşınma davranışları ile ilgili çalışmalar sınırlı olup, bu güncel materyallerin mine, kompozit rezin ve feldspatik porselene karşı olan aşınma davranışlarını inceleyen ve karşılaştıran bir çalışmaya rastlanılmamıştır.

Bu çalışmada kullanılan Brilliant Crios çapraz bağlı bir metakrilat matrisinde %70 oranında amorf silika ve baryum cam içeren yakın zamanda piyasaya sürülmüş güçlendirilmiş kompozit rezindir (107). Lava Ultimate ağırlıkça yaklaşık %80 nanoseramik partiküllerle güçlendirilmiş yüksek derecede kürlenmiş rezin matristen oluşur. İçerisindeki silika nanopartiküller (20 nm), zirkonya nanopartiküller (4-11 nm) ve zirkonya-silika nanokümeler yüksek nanoseramik içeriğini sağlar ve doldurucu partiküllerinin arasındaki boşlukları azaltır (55). Vita Enamic, iç içe geçmiş seramik ve polimer ağına sahip hibrit bir yapıdan oluşur ve iki ağı hibrit (DNH) olarak adlandırılır (113). Önceden sinterlenmiş, gözenekli bir seramik ağ yapıya polimer infiltre edilmesiyle elde edilir (122) ve dentine benzer esnekliğe sahip olduğu rapor edilmiştir (108). Vita Suprinity cam matris içine gömülü ince kristal yapılara sahip zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik yapıdadır. Zirkonya partiküllerinin lityum silikat matrisine dahil edilmesinin, çatlakların ilerlemesini engelleyerek seramik yapıyı güçlendirdiği bildirilmiştir. Materyalin frezelenmesinin kolaylaştırmak için yarı sinterlenmiş bir aşamada üretilir ve frezeleme sonrası kristalizasyonu tamamlanması için fırınlanır (113). Kristalizasyon sonrası elde edilen yapının gelişmiş mekanik özellikler ve yüksek estetik sergilediği iddia edilmiştir (114).

Antagonist olarak mine ve ağız içinde sıklıkla görülen restoratif materyaller olan kompozit rezin ve feldspatik porselenden örnekler kullanılmıştır. Antagonist mine olarak çiğneme fonksiyona katılmadığı için yüzeyleri bozulmamış gömülü üst üçüncü azı dişlerinin palatinal tüberküleri seçilmiştir. Çekilmiş dişler, kurumalarını önlemek için ve antibakteriyal etki sağlamak için % 0.1 timol çözeltisinde saklanmıştır (149). Diş minesindeki morfolojik farklılıkların aşınma oranını etkileyebileceği düşünülmektedir (150). Yapılan bir çalışmada standardizasyonun hem dişlerde hem de karşıt restoratif materyallerde daha fazla aşınmaya yol açtığı ve bu nedenle, oklüzal temas alanındaki aşınmanın simülasyonu için standardize edilmemiş diş minesi tercih edilmesi gerektiği bildirilmiştir (151). Mine antagonistlerinin kullanıldığı önceki bir çalışmada antagonist mine aşınmasının miktarının mine morfolojisinden bağımsız olduğu bildirilmiştir (42). Bu nedenlerle kullanılan antagonist mineler standardize edilmemiştir.

5.2. Test Yönteminin Değerlendirilmesi

Dental materyallerin yapısal ve mekanik özellikleri restorasyonun ömrü ve stabil bir okluzyon için önemlidir ve tekrarlayan yükler altında aşınma davranışlarının değerlendirilmesi gereklidir (130). Ağız içi tribosistem oldukça karmaşıktır ve bu nedenle laboratuvar test cihazları ile simulasyonu zordur (152). Literatürde farklı in vitro test cihazları önerilmiştir, ancak in vivo aşınma verileriyle korelasyon bildiren çalışmalar sınırlıdır (18, 153). Bu nedenle, çoğu laboratuvar test yöntemi, test edilen materyalleri kendi arasında kategorize etmek açısından yararlıdır (152, 153).

İn vitro çalışmalar kolay, hızlı ve tekrarlanabilir oldukları için, aşınmanın değerlendirilmesinde daha çok tercih edilir (130). Restoratif materyallerin aşınma özelliklerini değerlendirmek için çeşitli in vitro testler kullanılmıştır. Literatürde genellikle tercih edilen iki yöntem; iki cisimli aşınma ve üç cisimli aşınma testidir (154). İki cisimli aşınma testlerine kıyasla, üç cisimli aşınma testlerinde test numuneleri ve antagonistler arasında bir miktar aşındırıcı bulamaç kullanır (154, 155). Üç cisimli aşınmada kullanılan bulamacın aşınma davranışını etkileyeceği için bu çalışmada iki cisimli aşınma testi kullanılmıştır. Ayrıca ağızda dişler veya diş-restorasyon arasındaki temas bağlı madde kaybı genellikle iki cisimli aşınma olarak kabul edilir (69). Ancak aşınma işlemi sırasında ayrılan parçacıklar, aşındırıcı bir ortam olarak davranabilir ve üç cisimli aşınma mekanizmasına yol açabilir (62). Bu çalışma, temas yüzeyinin yağlanmasına, kalıntıların dışarı atılmasına ve aşınmadan kaynaklanan ısı oluşumunun azaltılmasına yardımcı olması için distile su kullanılarak gerçekleştirilmiş olsa da, bazı kalıntılar aşınma yolunda kalıp, temas gerilmelerini ve aşınmayı etkilemiş olabilir (156).

Seramikler, kompozit rezinler ve metal alaşımları gibi restoratif materyallerin aşınması ile ilgili pek çok çalışma, çoğunlukla geleneksel disk üzerine pin (pin-on-disk) şeklindeki cihazlarla gerçekleştirilmiştir (62, 70, 130, 150, 157). Sıvı bir ortamda pin-on-disk şeklindeki iki cisimli aşınma testi, çeşitli restoratif materyallerin aşınma mekanizmaları incelemek için uygun bir cihaz olarak kabul edilmiştir (68). Pin-on-disk aynı zamanda temas halindeki yüzeyler arasındaki sürtünmeyi ölçmek için en sık kullanılan testlerden biridir (70). Sürtünme katsayısı, materyallerin tribolojik özelliklerini yansıtan önemli bir parametredir ve dental materyallerin yüzey davranışını tahmin etmeye yardımcı olabileceği öne sürülmüştür (70). Bu çalışmada kullanılan ileri-geri harekete sahip pin-on-disk test cihazı (UTS Tribolog) iki cisim aşınmasını simüle etmesi, pratik olması, tekrarlanabilir

olması ve dental materyaller arasındaki sürtünme verilerini sunması nedeniyle tercih edilmiştir.

Bu çalışmada 20 N' luk kuvvet, ortalama fizyolojik ısırma kuvvetini ve 1.2 Hz kayma frekansı ortalama çiğneme frekansını simüle ettiği için seçilmiştir (7, 158). Dişler arasındaki kayma hızı 0.25 ile 0.50 mm/s arasında değişir (4, 9). Dişler arası kayma mesafesi ise yaklaşık 0.9–1.2 mm'dir (31). Bu nedenle kayma mesafesi 1 mm ve kayma hızı ise 0.25 mm/s olarak belirlenmiştir.

5.3. Aşınma Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Bir restorasyonun davranışı materyalin yüzey özelliklerine bağlıdır. Pürüzlülüğü yüksek olan materyaller pürüzsüz yüzeyler ile karşılaştırıldığında yük altında daha fazla aşınmaya uğrar ve bu durum restorasyonun ömrü için önemlidir (159, 160). Pürüzsüz ve cilalı yüzeyler, restorasyonların estetik görünümünü desteklemesinin yanısıra plak birikimi, bakteri adezyonu, materyal yorgunluğunu ve kırılma mekanizmasında da etkilidir (160). Plak oluşumu için kritik pürüzlülük eşiğinin 0,2 µm olduğu (161) ve 0,3 µm düzeyinde bir yüzey pürüzlülüğünü hastanın dilinin ucuyla tespit edebildiği bildirilmiştir (162).

CAD/CAM restorasyonlarının parlatılmasının nedeni, işlemeden kaynaklanan yüzey kusurlarını ortadan kaldırmak, yüksek parlaklık ve düşük pürüzlülük oluşturmaktır. Ayrıca Flury ve ark. yüzey pürüzlülüğünün azaltılmasının, CAD/CAM materyallerin mekanik özelliklerini iyileştirdiğini bilmiştir (159). Bu çalışmada CAD/CAM materyallerin yüzeyleri standardizasyon sağlamak amacıyla sırasıyla 800, 1000, 1200 ve 2000 grenli zımpara kağıtları kullanılarak bir polisaj cihazında sabit yük altında hazırlanmıştır. CAD/CAM materyallerin yüzey pürüzlülüklerini ölçmek için mekanik bir profilometre kullanılmıştır. CAD/CAM materyallerin başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir. Aşınma testi sonrası yüzey pürüzlülükleri değerlendirildiğinde en düşük pürüzlülük değerleri genellikle VS'ye, en yüksek pürüzlülük değerleri VE'ye ait iken, BC ve LU için benzer bulundu.

Bu çalışmada, aşınma süreciyle materyallerin yüzey pürüzlülükleri artmış ve aşınma test cihazı verilerine dayanarak sürtünme katsayılarının materyallere göre değiştiği görülmüştür. Genel olarak bakıldığında VE ve VS birbirleriyle benzer ve BC ve LU'ya göre daha yüksek sürtünme katsayısı değerleri göstermiştir.

BC ve LU'nun aşınma sonrası benzer pürüzlülük ve sürtünme katsayısı değerleri benzer doldurucu boyutuna ve şekline sahip olmaları olabilir. Papadopoulos ve arkadaşlarının farklı yüzey hazırlama yöntemlerini karşılaştırdığı çalışmalarında BC ve LU'nun benzer pürüzlülük sergilemesinin kimyasal yapılarındaki benzerliklerden kaynaklandığını bildirilmişlerdir (163). Aşınma sırasında nanokümeler, büyük parçacığın yerinden oynaması yerine küçük parçalara ayrılır (164). Bu nano boyuttaki partiküllere sahip BC ve nanokümelerden oluşan LU'nun VE'ye göre daha düşük pürüzlülük ve sürtünme katsayısı değerlerini açıklayabilir.

Dental materyaller küçük porözitelere, rastgele boyut ve konumdaki mikro çatlaklara sahiptir (71). Doldurucu boyutu ve porözite, materyallerin mekanik ve tribolojik özelliklerini etkileyebilecek mikroyapısal parametrelerdir (71, 165). VE mikroyapısal olarak homojen olmayan ve pek çok düzensizlik içeren nispeten pürüzlü bir yapıdadır (135). Daha büyük partikül boyutu ve porözlü bir yapıya sahip olması VE'nin aşınma sonrası daha yüksek pürüzlülük ve sürtünme katsayısı değerlerinin muhtemel sebepleridir.

Mine ile aşınma sonrası CAD/CAM materyallerin yüzey pürüzlülükleri artmış ancak BC, LU ve VE için benzerdi. VS ise diğerlerinden daha düşük yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Naumova ve arkadaşlarının çigneme simülatöründe mine antagonistine karşı LU, VE ve VS kullanılarak elde edilen tam kronların aşınmasını incelediği çalışmada, materyallerin aşınma öncesi benzer yüzey pürüzlülüğü gösterdiği, aşınma sonrası VE'nin yüzey pürüzlülüğünün LU'dan daha düşük olduğunu ve VS ile anlamlı fark göstermediğini bildirmiştir (132). Bu farklı sonucun nedeni kullanılan CAD/CAM materyallerin tam kron şeklinde üretilmeleri ve test yönteminin farklı olması olabilir.

Materyallerin kırılma tokluğu ve mikroyapılarının farklılığı, farklı yüzey pürüzlülük değerleri ve sürtünme katsayılarının nedeni olabilir (166). Kırılma tokluğu, bir materyalin çatlak yayılmasına karşı direncini tanımlar. BC, LU ve VE benzer ancak lityum silikat içerikli materyallere göre daha düşük kırılma tokluğuna sahip olduğu bildirilmiştir (135). Lityum silikat içerikli VS'deki çözünmüş zirkonya parçacıklarının materyale daha yüksek kırılma tokluğu verdiği rapor edilmiştir (112). Aynı koşullarda, mikro çatlakların zirkonyanın kristal yapısında yayılması ve materyalin aşınması muhtemelen daha zordur. Bu nedenle, VS'nin daha düşük yüzey pürüzlülüğü göstermesi daha az mikro çatlak oluşmasına bağlı olabilir. Ayrıca daha küçük kristal boyutu nedeniyle VS'nin daha düşük pürüzlülük gösterdiği bildirilmiştir (167). Ancak dental seramiklere kristallerin dahil edilmesi, camı

matris boyunca partikül olarak hareket edebildiklerinden, sürtünme katsayısını etkileyebilir (157). Bu nedenle VS'nin aşınması sırasında yüksek sürtünme katsayısı göstermesi zirkonya partikülleri içermesi ile ilişkili olabilir.

Tüm CAD/CAM materyallerinde en yüksek yüzey pürüzlülük değerleri ve en yüksek sürtünme katsayısı değerleri feldspatik porselen, en düşük pürüzlülük ve sürtünme katsayısı değerleri ise kompozit rezin ile aşınmada görüldü. Camsı bir matriste kristaller içeren seramik materyaller homojen olmayan bir yapıya sahiptir (58). Bu porözlü yapı aşınma sırasında materyallerde daha yüksek pürüzlülüğe ve daha yüksek sürtünme katsayısına neden olmuş olabilir. Schuh ve arkadaşları (157), porselen ve karşıt materyal yüzeyi arasında daha yüksek bir sürtünme katsayısının, porselenin yorulma ve abraziv aşınma süreçlerini artırdığını bildirmişlerdir. Sürtünme katsayısı ve yüzey sertliği genellikle restoratif dental materyallerin aşınma davranışını belirlemek için kullanılır (168). Bu çalışmadaki antagonistlerin sertlikleri sırasıyla feldspatik porselen, mine ve kompozit rezin şeklindedir (Tablo 4). Geleneksel olarak, yüksek sertlikteki bir materyalin daha fazla aşınmaya neden olacağı düşünülmektedir (169).

CAD/CAM materyallerin maksimum ve ortalama maksimum aşınma değerleri mekanik uçlu bir profilometre ile aşınma profilleri kullanılarak grafik üzerinden hesaplanarak elde edildi (Şekil 7). Heintze ve arkadaşlarının (170), dental materyallerin in vitro aşınmasının ölçülmesi için üç farklı yöntemi test ettiği çalışmasında üç boyutlu lazer, mekanik ve optik yöntemlerin tamamının düz numunelerde oluşan aşınmanın ölçülmesi için uygun olduğunu bildirmiştir. Ölçüm yönteminden bağımsız olarak hem hacim hem de dikey madde kaybı birbiriyle güçlü bir şekilde ilişkilendirilmiştir.

Aşınma değerlendirilirken uygun parametre maksimum yükseklik kaybıdır çünkü maksilla ile mandibula arasındaki dikey mesafe oklüzal temas noktaları tarafından belirlenir (130, 138). Ancak materyal yüzeyinde her noktadaki aşınma aynı seviyede olamayacağı ve yanıltıcı sonuçlar verebileceği düşünüldüğü için maksimum derinlik değerlerin ortalaması da hesaplanmıştır. Ortalama maksimum aşınma parametresi klinik değerlendirmelerde kullanılan ölçüm tekniklerine daha yakındır (136).

CAD/CAM materyalleri ve antagonistlere göre maksimum aşınma ve ortalama maksimum aşınma değerleri paralellik göstermiştir (Tablo 12 ve 16). Bu çalışmadaki sonuçlar seramik CAD/CAM materyalinin rezin içerikli CAD/CAM materyallere göre daha az aşınma sergilediğini bildiren önceki çalışmalarla benzerdir (130, 171).

Bu çalışmada kompozit rezin ile aşınma sonrası en düşük maksimum aşınma değerini BC göstermiştir. BC ile antagonist kompozit rezinin daha benzer mekanik özelliklere sahip olması, daha düşük bir sürtünme katsayısıyla kolay bir kayma gerçekleştirmiş olması olabilir. Ortalama maksimum aşınma derinliklerinde materyaller arası anlamlı fark görülmemiştir.

Mineye karşı maksimum aşınma ve ortalama maksimum aşınma derinlikleri değerlendirildiğinde VS en az değeri göstermiştir. LU ve VE benzer; BC'den daha az aşınma değeri göstermişlerdir. Bu çalışmaya benzer şekilde Lawson ve ark. (115), Zhi ve ark. (130) ve Mörmann ve arkadaşlarının (131) antagonist mine kullanarak materyallerin aşınmasını değerlendirdiği çalışmalarında LU ve VE benzer maksimum aşınma değerleri gösterdiği rapor edilmiştir. Aladağ ve arkadaşlarının farklı restoratif materyallerden üretilmiş tek kronların aşınma miktarlarını değerlendirdikleri klinik çalışmada mine antagoniste karşı VS, VE'ye göre daha az aşınma göstermiştir (172). Aşınmanın temas halindeki materyallerin sertliğiyle ilişkili olduğu (11) ve yüksek oranda doldurucu oranına sahip materyallerin aşınmaya karşı daha yüksek direnç gösterdiği bildirilmiştir (173, 174). BC'nin mine ile aşınma sonrası en yüksek maksimum aşınma ve ortalama maksimum aşınma değerleri göstermesinin nedeni diğer materyallerden daha düşük sertliğe ve doldurucu oranına sahip olması olabilir.

Feldspatik porselene karşı en az maksimum ve ortalama maksimum aşınma değerlerini VS göstermiştir. Bu çalışmaya benzer şekilde Matzinger ve arkadaşlarının seramik bir antagonist kullanarak BC, LU, VE ve VS'nin aşınma davranışını değerlendirdiği çalışmalarında en düşük maksimum aşınma derinliği VS'de görülmüştür (171). Feldspatik porselene karşı en yüksek maksimum ve ortalama maksimum aşınma değerlerini ise VE göstermiştir; ancak LU ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Matzinger ve arkadaşlarının (171) aynı çalışmasında seramik antagoniste karşı en yüksek maksimum aşınma derinliğini LU göstermiştir. LU'nun nanoküme yapısı nedeniyle daha büyük doldurucu boyutuna sahip bir materyal gibi davranıp, yüksek aşınma değerleri gösterdiği bildirilmiştir.

Araştırmalar sertliğin yanı sıra, mikro yapı, porözite, partikül yapısı ve yüzey pürüzlülüğü gibi materyallerin aşınma davranışlarını etkileyen başka faktörlerin de olduğunu göstermiştir (133, 175). Bazı in vitro çalışmalarda, sertlik ve aşınma zayıf bir

şekilde ilişkilendirilmiş, aşınmanın sertlik değerlerinden daha çok pürüzlülük ve kırılma tokluğu ile ilişkili olduğu gösterilmiştir (71, 165).

Bu çalışmada kullanılan VE'nin yapısı kompozit rezinlerin ve seramiklerin özelliklerini birleştirmek amacıyla, feldspatik seramiğin içine polimerin infiltre edilmesiyle oluşturulmuştur (176). 30 GPa'lık elastisite modülü ile, restoratif materyaller için ideal elastik özellik gösterir (131). Bu nedenle aşınma derinliğinin seramikler ile kompozit rezinler arasında olması beklenir. Ancak bu çalışmada kompozit rezin ve feldspatik porselen antagonistler ile aşınma sonrası diğer rezin içerikli materyal olan BC ve LU'dan daha yüksek aşınma ve sürtünme katsayısı değerleri göstermiştir. Bunun bir nedeni VE'nin doldurucu partiküllerin ortalama boyutunun diğer CAD/CAM materyallerden daha büyük olması, bükülme dayanımının daha düşük ve porözlü bir yapıya sahip olması olabilir. Büyük doldurucu partiküller boyutu, yüksek sürtünme katsayıları ile ilişkilendirilir (19). Rezin içerikli kompozit materyallerin doldurucuların boyutu, şekli ve sertliği, doldurucu ile polimer matrisi arasındaki bağın kalitesi ve polimerin polimerizasyon dinamiklerinin tümü aşınma özellikleri üzerinde bir etkiye sahiptir (19, 174). Daha küçük doldurucu partiküllerine sahip kompozit rezinler daha güçlü bir şekilde sıkıştırılırlar ve sonuç olarak polimer matrisi doğrudan aşınma sürecinde daha az etkilenir (177). Doldurucu boyutundaki bir artışın sürtünme katsayısında ve temas kuvvetlerinde bir artışa yol açabileceği bildirilmiştir (51). Bayne ve arkadaşları, büyük partiküllerin varlığının teorik olarak restoratif materyalin daha fazla aşınmasına neden olabileceğini rapor etmiştir (178). Restorasyon çığneme kuvvetlerine maruz kaldığında gerilim, doldurucu partikülleri boyunca yayılır. Bu, partiküllerin yüzeyden kolayca ayrılmasına, dolayısıyla organik matrisin açığa çıkmasına ve aşınmanın hızlanmasına neden olur (179). Doldurucu boyutunun artmasıyla aşınma kalıntısının boyutlarını da artırabilir (174). Materyaller aşınmasıyla yüzeyden ayrılan parçacıkların aşındırıcı etkisiyle aşınma miktarında artış görülebilir (134).

Kırılma tokluğu, bükülme dayanımı, yüzey sertliği ve elastisite modülü gibi mekanik özelliklerin, rezin bazlı kompozitlerin aşınma direnci ile ilişkisi olduğu bildirilmiştir (155, 174). Ferracane, bükülme dayanımı ve kırılma tokluğunun yorulmaya bağlı kırılma ile ilişkili olduğunu, çünkü tekrarlanan yüklere bağlı materyallerde hasar birikimine olduğunu öne sürmüştür (75). LU'nun VE'ye göre daha yüksek bir bükülme dayanımına sahip olduğu bildirilmiştir (74). Yapılan çalışmalarda VE'nin kenar ufalanma (chipping) direnci ve tokluğunun LU'dan daha düşük olduğu bu yüzden ufalanmaya ve çatlamaya daha yatkın

olduğu bildirilmiştir (135, 180). Düşük kırılma tokluğuna sahip materyaller aşınma sırasında yeterli direnci gösteremez ve kırılmalar meydana gelir. Aşınma süresince oluşan bu kırılğan partiküller aşınma oranını daha da arttırabilir (58, 141). VS'nin kristalizasyon sonrası gelişmiş mekanik özellikler sergilediği bildirilmiştir (112). VS'nin, BC, LU ve VE'ye göre daha iyi aşınma direnci göstermesi yüksek bükülme dayanımı ve kırılma tokluğu ile açıklanabilir. Materyaldeki çatlak oluşumu ara yüzdeki sürtünme katsayısı ve materyalin kırılma tokluğu ile yakından ilişkilidir (181, 182). Bu nedenle, daha yüksek tokluğa sahip materyaller, kaymayla birlikte oluşan yorulmaya bağlı çatlakların yayılmasına karşı direnç sergileyecektir (134). Yüksek kırılma tokluğuna sahip materyallerin aşınma direnci daha yüksektir; ancak daha fazla antagonist aşınması neden olabilir (183).

5.4. SEM Analizi

Materyallerin aşınma davranışını anlamak için mikroyapısal karakterizasyon ve materyal özelliklerinin belirlenmesi önemlidir. Taramalı elektron mikroskobu (SEM), topografi, parçacık boyutu ve şekli gibi mikroyapısal parametreler hakkında bilgi sağlamak için yararlı bir araçtır (184). Bu çalışmada antagonistler ve CAD/CAM materyallerin aşınma davranışları ve yüzey topografisindeki değişiklikleri araştırmak için SEM analizi yapılmıştır.

SEM ile yapılan gözlemlere göre, aşınma süreci şu şekilde tanımlanabilir: Matris aşınmaya başlar, doldurucular açığa çıkar ve matrinden uzaklaşır; ardından doldurucular ayrılır, yeni bir matris katmanı ortaya çıkar ve süreç kendini tekrar eder (173, 185).

Aşınma sonrası CAD/CAM materyalleri farklı yüzey özellikleri göstermiştir. Ancak aşınmasının temel mekanizmaları abrazyon, adezyon ve yorulmadır. Seramik aşınması mikro çatlaklardan kaynaklanırken, metal ve kompozit rezin aşınmasına adezyon ve plastik deformasyonun neden olduğu düşünülmektedir (44, 62). Aşınmış yüzeylerdeki kırıklar ve çatlaklar, genellikle kırılğan materyaller test edildiğinde oluşur (175).

Kompozit rezin ile aşınma sonrası BC, LU ve VE'de ufak madde kayıpları meydana gelse de düzgün yüzeyler görüldü (Resim 22B, 23B, 24B). Aynı şekilde antagonistleri de benzer görüntüler sergilemiştir (Resim 26A, 27A, 28A). Testten önce ve sonra yüzey pürüzlülük değerleri arasında yapılan karşılaştırmada, BC kompozit rezin ile aşındıktan sonra başlangıçtakine benzer değer veren tek materyal olup SEM görüntüleri ile desteklenmiştir (Resim 22A ve 22B).

Kompozit rezin ile aşınma sonrası materyalin VS'nin yüzeyine sıvandığı gözlemlendi (Resim 25B). Kompozit rezin incelendiğinde ise kopmalar ve kopan parçaların yüzeye adezyonu meydana gelse de nispeten düzgün bir yüzey görülmüştür (Resim 29A). Adezyonun görünmesi seramiğin kırılma yapısına kıyasla, kompozit rezinlerin daha sünek bir yapıya sahip olmasından kaynaklanabilir (44).

BC, LU ve VE mine ile aşınma sonrası yüzey çatlakları, ufalanmalar ve kırılmalar ile yorulma aşınması göstermiştir (Resim 22C, 23C, 24C). Mine yüksek mineral içeriğine nedeniyle serttir (186). LU ve VE'nin sertliğinin mineden daha düşük olduğu daha önce (131) ve bu çalışmada bildirilmiştir (Tablo 2). Daha sert bir yapıya sahip mine tekrarlayan yükler altında daha düşük sertlikteki materyallerde yorulmaya bağlı aşınmaya neden olmuştur. Yorulma aşınması, materyal yüzeyinin altında oluşan mikro çatlakların yüzeye ulaşması sonucu materyal kaybıyla meydana gelir (44, 152). VS'de ise kayma yönünde ince çizikler görüldü (Resim 25C). Aşınma, materyal ve diş yüzeyindeki pürüzlerin karşılıklı aşındırıcı çiziklere neden olması nedeniyle oluşur. Cam seramikteki kristal yapı çok ince olduğu için çiziklerin de ince olması gerekir (115). Ayrıca bu VS'nin daha yüksek sertlik, kırılma tokluğu, elastisite modülü ve bükülme dayanımına gibi mekanik özelliklere sahip olmasıyla da açıklanabilir.

Antagonist mineler incelendiğinde ise en düzgün antagonist mine yüzeyinin BC'ye karşı kullanılan olduğu görülmüştür (Resim 26B). LU ve VE'ye karşı kullanılan antagonist minede ise abrazyon ve yorulmaya bağlı ufalanmalar görülmüştür (Resim 27B, 28B). Stawarczyk ve arkadaşları VE'nin LU'ya göre daha az aşınma derinliği gösterdiği ancak daha fazla antagonist mine aşınmasına neden olduğunu bildirmiştir (187). VS'ye karşı kullanılan antagonist mine yüzeyinde delaminasyon, kopmalar, düzensiz içbükey alanlar ve çatlaklar görülmüştür (Resim 29B). Bu daha önceki çalışmalarla benzerlik göstermiştir (60, 188). Zheng ve Zhou'nun ileri geri hareket eden bir tribometre kullanılarak mine aşınmasını inceledikleri çalışmada, minenin aşınması esas olarak mikro kırılma sürecinden kaynaklanmış ve delaminasyon ile karakterize olduğu rapor edilmiştir (68).

Minenin kırılma yapısı, yüksek elastisite modülü ve düşük gerilme dayanımına bağlıdır (186). Bu çalışmadaki VS'ye karşı kullanılan antagonist minenin daha dramatik görüntüsü, VS'nin daha yüksek sertliğe ve bükülme dayanımına sahip olması nedeniyle gerçekleşmiş olabilir. Ayrıca aşınma testi, materyal yüzeyinde kırılmaya bağlı keskin kenarların ve kırık sert partiküllerin oluşmasına neden olmuş ve bu antagonist diş

aşınmasının miktarını arttırmış olabilir. Ayrıca bu çalışmada BC'ye karşı kullanılan antagonist minenin daha pürüzsüz bir yüzeye sahip olması, BC'nin küçük doldurucu boyutu ve düşük sertliğe sahip olmasıyla açıklanabilir. Lawson ve arkadaşları kompozit rezin CAD/CAM materyallerin cam seramik olanlara göre daha az karşıt mine aşınması gösterdiğini, ancak VE'nin cam seramiklere benzer aşınmaya neden olduğunu bildirmiştir (115). Mörmann ve arkadaşları, sertlik ne kadar düşükse, karşıt mine aşınmasının da o kadar düşük olduğunu ve kompozit rezin materyallerin cam seramiklere göre az karşıt mine aşınmasına neden olduğunu bildirmişlerdir (131). Aynı şekilde Ludovichetti ve arkadaşlarının LU, VE ve VS'yi de değerlendirdiği çalışmalarında materyallerin sertliği ne kadar düşükse, antagonist materyalin aşınmasının da o kadar düşük olduğunu rapor etmişlerdir (189). Bununla birlikte, çeşitli araştırmacılar restoratif materyallerin sertliğinin karşıt diş minesinin aşınmasında tek başına güvenilir bir gösterge olmadığını bildirmişlerdir (168, 190). Yin ve arkadaşları VE'nin içerdiği doldurucu partiküllerin daha büyük boyutunun karşıt dişte daha fazla aşınmaya neden olabileceğini bildirmiştir (191).

Daha yüksek aşınma derinliği görülen feldspatik porselene karşı materyal gruplarında derin oyuklar ve kopan parçaların yüzeye adezyonu görüldü. Oluşan oyukların, antagonistlerin yüzeylerindeki aşınma izleri ile eşleştiği görüldü. Aşınma izlerinde görülen derin oyuklar, kırıklar ve parçacıklar abraziv ve adeziv aşınmayı temsil eder (142, 192). Abraziv aşınmanın mekanizması, pürüzlerin veya sert partiküllerin antagonistin daha yumuşak yüzeyinde kayma yönünde aşındırıcı oyuklar ve madde kaybına neden olmasıdır (134). VS'deki izler ise mine ile aşınma sonrası olduğu gibi ince olduğu görülmüştür. Bunun nedeni VS'nin daha iyi mekanik özelliklere sahip olmasıyla açıklanabilir. VS karşısında antagonist feldspatik porselenin yüzeyinde kopmalar ve kopan parçaların yüzeye adezyonu, delaminasyona bağlı materyal kaybı, kırılmalar ve çatlaklar görülmüştür. Bu feldspatik porselenin yüksek elastise modülü ve düşük bükülme dayanımından kaynaklanabilir.

Diş hekimliğinde dişlerin ve restoratif materyallerin aşınması kaçınılmazdır. Dişlerin veya restorasyonların aşınması ile estetik kayıp, klinik hipersensitive, pulpa patolojileri, dişlerin hareketi, temporomandibular ekleme bağlı fonksiyonel değişiklikler ve okluzal dikey boyut kaybı görülebilir. Ayrıca restoratif materyallerin aşınmasıyla oluşan partiküller, yutulduğunda veya solunduğunda biyolojik ve/veya toksikolojik etkiye sebep olabilir (19). Aşınan materyallerdeki mikro ve nano boyutlu doldurucu partiküllerin dokularda birikebileceği konusunda bazı endişeler vardır (193, 194).

Dental materyallerin aşınma davranışına ilişkin in vitro sonuçlar, uygulanan yük, kayma hareketinin uzunluğu, döngü sayısı, antagonistin tipi, boyutu ve yüzeyi, test ortamı vb. dahil olmak üzere çok sayıda değişkenden etkilenir (42). Aşınma testleri ile ilgili literatürdeki standardizasyon eksikliği çalışmalarda farklı sonuçlara yol açabilir. Bu nedenle mevcut çalışmadaki sonuçları önceki araştırmalarla doğrudan karşılaştırmak zordur.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmanın sınırları dahilinde şu sonuçlara varılabilir:

- 1- CAD/CAM materyallerin aşınma davranışlarında materyallerin ve antagonistlerin mikroyapısal ve mekanik özelliklerinin etkili olduğu görülmüştür.
- 2- BC ve LU benzer mikro yapıya sahip olmaları nedeniyle aşınma sonrası benzer pürüzlülük ve sürtünme katsayısı değerleri göstermiştir. Ayrıca BC diğer materyallere göre aşınma sonrası antagonist minede daha az hasara neden olmuştur.
- 3- Daha yüksek mekanik özelliklere sahip VS, tüm antagonistler karşısında diğer CAD/CAM materyallere göre daha iyi aşınma direnci ve yüzey pürüzlülüğü sergilemiştir. Ancak antagonistlerde daha yıkıcı etkilere neden olduğu görülmüştür.
- 4- Antagonistlerin aşınma davranışı düşünüldüğünde rezin içerikli BC, LU ve VE'nin daha uygun materyaller oldukları düşünülebilirler. Ancak VE'nin porözlü yapısı ve daha büyük partikül boyutu göz önünde bulundurulmalıdır.
- 5- Bu çalışmada aşınma sonrası yüzey pürüzlülüklerinde artış görülmüştür. Aşınma ile pürüzlenen yüzeyler aşınma sürecini daha da arttıracığından restorasyon yüzeylerinin periyodik olarak kontrol edilmesi gereklidir.
- 6- Ağız ortamındaki aşınma sürecinin karmaşıklığı nedeniyle aşınmanın tam olarak simülasyonu zordur. In vitro aşınma testlerinin bir standardizasyonu olmadığından ve in vivo çalışmalarla korelasyonu tartışmalı olduğundan, konu ile ilgili klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

Sürtünme ve aşınma mekanizmalarını anlamak için dental materyallerin tribolojisi çok önemlidir. Dental materyallerin aşınma davranışları, dental restorasyonlar planlanırken ya da halihazırda restorasyonlu bir dişin antagonistinin restore edilmesinde uygun materyal seçilirken daha önemli hale gelmektedir. Aşınma davranışının anlaşılması, dental tedavilerde materyal seçimi konusunda yardımcı olacaktır.

KAYNAKLAR

1. Heintze SD, Zappini G, Rousson V (2005). Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators - Results of a round robin test. *Dental Materials* 21: 304–317.
2. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Fischer NG, Nojiri K, Nagura Y, Takamizawa T, Latta MA, Miazaki M (2018). Wear of resin composites: Current insights into underlying mechanisms, evaluation methods and influential factors. *Japanese Dental Science Review* 54: 76–87.
3. Mair LH (1992). Wear in dentistry-current terminology. *Journal of Dentistry* 20: 140–144.
4. Zhou ZR, Zheng J (2008). Tribology of dental materials: a review. *Journal of Physics D: Applied Physics* 41: 113001.
5. Zum Gahr K-H (1998). Wear by Hard Particles. *Tribology International* 31: 587–96.
6. Turssi CP, De Moraes Purquerio B, Serra MC (2003). Wear of Dental Resin Composites: Insights into Underlying Processes and Assessment Methods - A Review. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials* 65: 280–285.
7. Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B (2006). How to simulate wear?. Overview of existing methods. *Dental Materials* 22: 693–701.
8. d’Incau E, Couture C, Maureille B (2012). Human tooth wear in the past and the present: Tribological mechanisms, scoring systems, dental and skeletal compensations. *Archives of Oral Biology* 57: 214–229.
9. Lewis R, Dwyer-Joyce RS (2005). Wear of human teeth: a tribological perspective. *Proceedings of the I MECH E Part J Journal of Engineering Tribology* 219: 2–19.
10. Abebe M, Appl FC (1988). Theoretical analysis of the basic mechanics of abrasive processes. Part I: General model. *Wear* 126: 251–266.
11. Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH (1996). Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *Journal of Dentistry* 24: 141–148.

12. Grippo JO, Simring M, Schreiner S (2004). Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: A new perspective on tooth surface lesions. *Journal of the American Dental Association* 135: 1109–1118.
13. Sulong MZAM, Aziz RA (1990). Wear of materials used in dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 63: 342–349.
14. Bartlett DW, Shah P (2006). A critical review of non-carious cervical (wear) lesions and the role of abfraction, erosion, and abrasion. *Journal of Dental Research* 85: 306–312.
15. Gwinnett A (1992). Structure and composition of enamel. *Operative Dentistry* 5: 10–17.
16. Ge J, Cui FZ, Wang XM, Feng HL (2005). Property variations in the prism and the organic sheath within enamel by nanoindentation. *Biomaterials* 26: 3333–3339.
17. Habelitz S, Marshall SJ, Jr GWM, Balooch M (2001). Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Archives of Oral Biology* 46: 173–183.
18. Heintze SD, Faouzi M, Rousson V, Özcan M (2012). Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. *Dental Materials* 28: 961–973.
19. Heintze SD, Reichl FX, Hickel R (2019). Wear of dental materials: Clinical significance and laboratory wear simulation methods —A review. *Dental Materials Journal* 38: 343–353.
20. Smith BGN, Robb ND (1996). The prevalence of toothwear in 1007 dental patients. *Journal of Oral Rehabilitation* 23: 232–239.
21. Hattab FN, Yassin O (2000). Etiology and diagnosis of tooth wear: a literature review and presentation of selected cases. *The International journal of prosthodontics* 13: 101–107.
22. Kaidonis JA (2008). Tooth wear: The view of the anthropologist. *Clinical Oral Investigations* 12: 21–26.
23. Muts EJ, Van Pelt H, Edelhoff D, Krejci I, Cune M (2014). Tooth wear: A systematic review of treatment options. *Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 752–759.
24. Crothers AJR (1992). Tooth wear and facial morphology. *Journal of Dentistry* 20: 333–341.

25. Wetselaar P, Lobbezoo F (2016). The tooth wear evaluation system: A modular clinical guideline for the diagnosis and management planning of worn dentitions. *Journal of Oral Rehabilitation* 43: 69–80.
26. Lee A, He LH, Lyons K, Swain M V. (2012). Tooth wear and wear investigations in dentistry. *Journal of Oral Rehabilitation* 39: 217–225.
27. Litonjua LA, Andreana S, Bush PJ, Cohen RE (2003). Tooth wear: attrition, erosion, and abrasion. *Quintessence international* 34: 435–446.
28. Eisenburger M, Addy M (2002). Erosion and attrition of human enamel in vitro Part I: Interaction effects. *Journal of Dentistry* 30: 341–347.
29. Rees JS, Jagger DC (2003). Abfraction Lesions: Myth or Reality? *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 15: 263–271.
30. Gregory-Head BL, Curtis DA, Kim L, Cello J (2000). Evaluation of dental erosion in patients with gastroesophageal reflux disease. *The Journal of prosthetic dentistry* 83: 675–680.
31. Rilo B, Fernandez J, Da Silva L, Martinez Insua A, Santana U (2001). Frontal-plane lateral border movements and chewing cycle characteristics. *Journal of Oral Rehabilitation* 28: 930–936.
32. Wang L, Liu Y, Si W, Feng H, Tao Y, Ma Z (2012). Friction and wear behaviors of dental ceramics against natural tooth enamel. *Journal of the European Ceramic Society* 32: 2599–2606.
33. DeLong R (2006). Intra-oral restorative materials wear: Rethinking the current approaches: How to measure wear. *Dental Materials* 22: 702–711.
34. Eccles JD (1982). Tooth surface loss from abrasion, attrition and erosion. *Dental update* 9: 373-374,376-378,380-381.
35. Scheutzel P (1996, April). Etiology of dental erosion--intrinsic factors. *European journal of oral sciences* 104.
36. Bartlett D, Evans D, Anggiansah A, Smith B (1996). A study of the association between gastro-oesophageal reflux and palatal dental erosion. *British Dental Journal* 181: 125–131.

37. Lussi A, Jaeggi T, Zero D (2004). The role of diet in the aetiology of dental erosion. *Caries Research* 38: 34–44.
38. Zero DT (1996). Etiology of dental erosion-extrinsic factors. *European Journal of Oral Sciences* 104: 162–177.
39. Borcic J, Anic I, Urek MM, Ferreri S (2004). The prevalence of non-carious cervical lesions in permanent dentition. *Journal of Oral Rehabilitation* 31: 117–123.
40. Chu FCS, Yip HK, Newsome PRH, Chow TW, Smales RJ (2002). Restorative management of the worn dentition: I. Aetiology and diagnosis. *Dental update* 29: 162–168.
41. Heintze SD (2006). How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials* 22: 712–734.
42. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V (2008). Wear of ceramic and antagonist-A systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dental Materials* 24: 433–449.
43. Monasky GE, Taylor DF (1971). Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 25: 299–306.
44. D’Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, Vadini M, De Angelis F (2018). Wear evaluation of prosthetic materials opposing themselves. *Operative Dentistry* 43: 38–50.
45. Dayangaç B (2011). *Kompozit Restorasyonlar Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti.*
46. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G (2007). Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dental Materials* 23: 51–59.
47. Wille S, Hölken I, Haidarschin G, Adelung R, Kern M (2016). Biaxial flexural strength of new Bis-GMA/TEGDMA based composites with different fillers for dental applications. *Dental Materials* 32: 1073–1078.
48. Sakaguchi R, Ferracane J, Powers J (Eds.) (2019). *Craig’s Restorative Dental Material*, Fourteenth Elsevier Inc.

49. Schwendicke F, Blunck U, Tu YK, Göstemeyer G (2018). Does classification of composites for network meta-Analyses lead to erroneous conclusions? *Operative Dentistry* 43: 213–222.
50. Lambrechts P, Goovaerts K, Bharadwaj D, De Munck J, Bergmans L, Peumans M, Van Meerbeek B (2006). Degradation of tooth structure and restorative materials: A review. *Wear* 261: 980–986.
51. Turssi CP, Ferracane JL, Vogel K (2005). Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. *Biomaterials* 26: 4932–4937.
52. McLean JW, Odont D (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry* 85: 61–66.
53. Craig RG, Powers JM (Eds.) (2002). *Restorative Dental materials*. SciencesNew York Mosby, Inc.
54. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR (Eds.) (2012). *Phillips' Science of Dental Materials*, Edition 12 Elsevier Health Science.
55. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E (2016). A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *The International Journal of Prosthodontics* 28: 227–235.
56. Kadokawa A, Suzuki S, Tanaka T (2006). Wear evaluation of porcelain opposing gold, composite resin, and enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry* 96: 258–265.
57. Yu HY, Cai ZB, Ren PD, Zhu MH, Zhou ZR (2006). Friction and wear behavior of dental feldspathic porcelain. *Wear* 261: 611–621.
58. Oh W, DeLong R, Anusavice KJ (2002). Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 87: 451–459.
59. Anil N, Bolay S (2002). Effect of Toothbrushing on the Material Loss, Roughness, and Color of Intrinsically and Extrinsically Stained Porcelain Used in Metal-Ceramic Restorations: An in Vitro Study. *The International journal of prosthodontics* 15: 483–487.

60. Lee A, Swain M, He L, Lyons K (2014). Wear behavior of human enamel against lithium disilicate glass ceramic and type III gold. *Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 1399–1405.
61. Seghi RR, Rosenstiel SF, Bauer P (1991). Abrasion of Human Enamel by Different Dental Ceramics in vitro. *Journal of Dental Research* 70: 221–225.
62. Sripetchdanond J, Leevailoj C (2014). Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 1141–1150.
63. Suwannaroop P, Chaijareenont P, Koottathape N, Takahashi H, Arksornnukit M (2011). In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth. *Dental Materials Journal* 30: 461–468.
64. Ben Ghorbal G, Tricoteaux A, Thuault A, Louis G, Chicot D (2017). Comparison of conventional Knoop and Vickers hardness of ceramic materials. *Journal of the European Ceramic Society* 37: 2531–2535.
65. Fouvry S, Liskiewicz T, Kapsa P, Hannel S, Sauger E (2003). An energy description of wear mechanisms and its applications to oscillating sliding contacts. *Wear* 255: 287–298.
66. Huq MZ, Celis JP (2002). Expressing wear rate in sliding contacts based on dissipated energy. *Wear* 252: 375–383.
67. Ramalho A, Miranda JC (2006). The relationship between wear and dissipated energy in sliding systems. *Wear* 260: 361–367.
68. Zheng J, Zhou ZR, Zhang J, Li H, Yu HY (2003). On the friction and wear behaviour of human tooth enamel and dentin. *Wear* 255: 967–974.
69. Zheng J, Zhou ZR (2007). Friction and wear behavior of human teeth under various wear conditions. *Tribology International* 40: 278–284.
70. Freddo RA, Kapczinski MP, Kinast EJ, de Souza Junior OB, Rivaldo EG, da Fontoura Frasca LC (2016). Wear Potential of Dental Ceramics and its Relationship with Microhardness and Coefficient of Friction. *Journal of Prosthodontics* 25: 557–562.
71. Amer R, Kürklü D, Johnston W (2015). Effect of simulated mastication on the surface roughness of three ceramic systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 114: 260–265.

72. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, Stansbury JW, Cadenaro M, Ferracane JL (2017). Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part I—Mechanical properties. *Dental Materials* 33: 880–894.
73. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials* 16: 33–40.
74. Awada A, Nathanson D (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 114: 587–593.
75. Ferracane JL (2013). Resin-based composite performance: Are there some things we can't predict? *Dental Materials* 29: 51–58.
76. Peutzfeldt A, Asmussen E (1992). Modulus of resilience as predictor for clinical wear of restorative resins. *Dental Materials* 8: 146–148.
77. Heintze SD, Ilie N, Hickel R, Reis A, Loguercio A, Rousson V (2017). Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials—A systematic review. *Dental Materials* 33: e101–e114.
78. Ilie N, Hickel R (2009). Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clinical Oral Investigations* 13: 427–438.
79. Cesar PF, Miranda WG, Braga RR (2001). Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 86: 289–296.
80. Nihei T, Dabanoglu A, Teranaka T, Kurata S, Ohashi K, Kondo Y, Yoshino N, Hickel R, Kunzelmann KH (2008). Three-body-wear resistance of the experimental composites containing filler treated with hydrophobic silane coupling agents. *Dental Materials* 24: 760–764.
81. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry* 75: 18–32.
82. Ghazal M, Kern M (2009). The influence of antagonistic surface roughness on the wear of human enamel and nanofilled composite resin artificial teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry* 101: 342–349.

83. Zissis AJ, Polyzois GL, Yannikakis SA, Harrison A (2000). Roughness of Denture Materials: A Comparative Study. *International Journal of Prosthodontics* 13: 136–140.
84. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation* 22: 421–427.
85. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 18: 155–163.
86. Al-Shammery HAO, Bubb NL, Youngson CC, Fasbinder DJ, Wood DJ (2007). The use of confocal microscopy to assess surface roughness of two milled CAD-CAM ceramics following two polishing techniques. *Dental Materials* 23: 736–741.
87. DeLong R (2006). Intra-oral restorative materials wear: Rethinking the current approaches: How to measure wear. *Dental Materials* 22: 702–711.
88. Smith B, Knight J (1984). An index for measuring the wear of teeth. *Br Dent J* 156: 435–8.
89. Randall RC, Wilson NHF (1999). Clinical testing of restorative materials: Some historical landmarks. *Journal of Dentistry* 27.
90. Alemzadeh K, Raabe D (2007). Prototyping Artificial Jaws for the Bristol Dento-Munch Robo-Simulator; 'A parallel robot to test dental components and materials'. 2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society IEEE, pp 1453–1456.
91. AL-Omiri MK, Harb R, Hammad OAA, Lamey PJ, Lynch E, Clifford TJ (2010). Quantification of tooth wear: Conventional vs new method using toolmakers microscope and a three-dimensional measuring technique. *Journal of Dentistry* 38: 560–568.
92. Fasbinder DJ (2013). Computerized technology for restorative dentistry. *American Journal of Dentistry* 26: 115–120.

93. Duret F, Preston J (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion in Dentistry* 1: 150–4.
94. Mörmann WH (2006). The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association* 137: 7–13.
95. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y (2009). A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal* 28: 44–56.
96. Davidowitz G, Kotick PG (2011). The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dental Clinics of North America* 55: 559–570.
97. Rekow D (1987). Computer-aided design and manufacturing in dentistry: A review of the state of the art. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 58: 512–516.
98. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B (1996). Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 76: 187–193.
99. Tapie L, Lebon N, Mawussi K, Fron Chabouis H, Duret F, Attal J-P (2015). Understanding dental CAD/CAM for restorations - the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint. *International Journal of Computerized Dentistry* 18: 21–44.
100. Alghazzawi TF (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research* 60: 72–84.
101. Van Noort R (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials* 28: 3–12.
102. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008). Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal* 204: 505–511.
103. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association* 137: 1289–1296.
104. Bosch G, Ender A, Mehl A (2014). A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 1425–1431.

105. Scotti R, Cardelli P, Baldissara P, Monaco C (2011). Clinical fitting of CAD/CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling. *Journal of Dentistry* 1–8.
106. Liu PR, Essig ME (2008). Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ : 1995) 29: 507–513.
107. Ritter A (2019). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 7th Editio. Elsevier.
108. Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *Journal of Advanced Prosthodontics* 9: 486–495.
109. Mörmann WH, Bindl A (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics Of North America* 46: 405–426.
110. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research* 58: 208–216.
111. Giordano R, McLaren EA (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of continuing education in dentistry* 31: 682–4,686,688.
112. Elsaka SE, Elnaghy AM (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials* 32: 908–914.
113. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC (2018). CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *Journal of Dental Research* 97: 1082–1091.
114. Vita Suprinity CAD/CAM Restorative. Available at: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-14036.html>.
115. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO (2016). Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials* 32: 275–283.
116. Denry I, Kelly JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials* 24: 299–307.

117. Zhang Y, Lawn BR (2018). Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Journal of Dental Research* 97: 140–147.
118. Giordano R (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of the American Dental Association* 137: 14–21.
119. Kojima Y, Matsuoka T, Takahashi H (2002). Structure of poly (methyl methacrylate) synthesized under high pressure. *Journal of Materials Science Letters* 21: 473–475.
120. Alamoush RA, Silikas N, Salim NA, Al-Nasrawi S, Satterthwaite JD (2018). Effect of the Composition of CAD/CAM Composite Blocks on Mechanical Properties. *BioMed Research International* 2018: 1–8.
121. Stöckl C, Hampe R, Stawarczyk B, Haerst M, Roos M (2018). Macro- and microtopographical examination and quantification of CAD-CAM composite resin 2- and 3-body wear. *Journal of Prosthetic Dentistry* 120: 537–545.
122. Dirxen C, Blunck U, Preissner S (2013). Clinical Performance of a New Biomimetic Double Network Material. *The Open Dentistry Journal* 7: 118–122.
123. Chochlidakis KM, Papaspyridakos P, Geminiani A, Chen CJ, Feng IJ, Ercoli C (2016). Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry* 116: 184-190.e12.
124. Gallardo YR, Bohner L, Tortamano P, Pigozzo MN, Laganá DC, Sesma N (2018). Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry* 119: 214–219.
125. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, Lohbauer U (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials* 33: 84–98.
126. Ting-shu S, Jian S (2015). Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *Journal of Prosthodontics* 24: 313–321.
127. Nedelcu RG, Persson ASK (2014). Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: An in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 1461–1471.

128. Patzelt SBM, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W (2014). Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clinical Oral Investigations* 18: 1687–1694.
129. Christensen GJ (2001). Computerized restorative dentistry: State of the art. *Journal of the American Dental Association* 132: 1301–1303.
130. Zhi L, Bortolotto T, Krejci I (2016). Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 115: 199–202.
131. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A (2013). Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: Two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 20: 113–125.
132. Naumova EA, Schneider S, Arnold WH, Piwowarczyk A (2017). Wear behavior of ceramic CAD/CAM crowns and natural antagonists. *Materials* 10: 1–13.
133. D’Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F (2016). Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry* 115: 350–355.
134. Wendler M, Kaizer MR, Belli R, Lohbauer U, Zhang Y (2020). Sliding contact wear and subsurface damage of CAD/CAM materials against zirconia. *Dental Materials* 36: 387–401.
135. Hampe R, Theelke B, Lümke N, Eichberger M, Stawarczyk B (2019). Fracture toughness analysis of ceramic and resin composite CAD/CAM material. *Operative Dentistry* 44: E190–E201.
136. Barkmeier WW, Latta MA, Erickson RL, Wilwerding TM (2008). Wear simulation of resin composites and the relationship to clinical wear. *Operative Dentistry* 33: 177–182.
137. D’Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, Pirani M, Vadini M, Gattone M, De Angelis F (2014). Wear properties of a novel resin composite compared to human enamel and other restorative materials. *Operative Dentistry* 39: 612–618.

138. Gwon B, Bae E-B, Lee J-J, Cho W-T, Bae H-Y, Choi J-W, Huh J-B (2019). Wear Characteristics of Dental Ceramic CAD/CAM Materials Opposing Various Dental Composite Resins. *Materials* 12: 1839.
139. Zhang Z, Yi Y, Wang X, Guo J, Li D, He L, Zhang S (2017). A comparative study of progressive wear of four dental monolithic, veneered glass-ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 74: 111–117.
140. Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottman A, Roos M, Hämmerle CHF (2013). Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontologica Scandinavica* 71: 102–112.
141. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO (2013). The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry* 109: 22–29.
142. Culhaoglu A, Park J (2013). A comparison of the wear resistance and hardness of two different indirect composite resins with a ceramic material, opposed to human enamel. *European Journal of General Dentistry* 2: 274.
143. Borrero-Lopez O, Guiberteau F, Zhang Y, Lawn BR (2019). Wear of ceramic-based dental materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 92: 144–151.
144. Esquivel J, Lawson NC, Kee E, Bruggers K, Blatz MB (2020). Wear of resin teeth opposing zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry* 124: 488–493.
145. Yilmaz E, Sadeler R, Duymuş Z, Öcal M (2017). Effects of two-body wear on microfill, nanofill, and nanohybrid restorative composites. *Biomedical and Biotechnology Research Journal* 1: 25–28.
146. Silva CS, Henriques B, Novaes de Oliveira AP, Silva F, Gomes JR, Souza JCM (2020). Micro-scale abrasion and sliding wear of zirconium-lithium silicate glass-ceramic and polymer-infiltrated ceramic network used in dentistry. *Wear* 448–449.
147. Barkmeier WW, Erickson RL, Latta MA, Wilwerding TM (2013). Wear rates of resin composites. *Operative Dentistry* 38: 226–233.

148. Alarcon J V., Engelmeier RL, Powers JM, Triolo PT (2009). Wear testing of composite, gold, porcelain, and enamel opposing a removable cobalt-chromium partial denture alloy. *Journal of Prosthodontics* 18: 421–426.
149. Stappert CFJ, Att W, Gerds T, Strub JR (2006). Fracture resistance of different partial- coverage ceramic molar restorations. *J Am Dent Assoc* 137: 514–522.
150. Jang YS, Nguyen TDT, Ko YH, Lee DW, Baik BJ, Lee MH, Bae TS (2019). In vitro wear behavior between enamel cusp and three aesthetic restorative materials: Zirconia, porcelain, and composite resin. *Journal of Advanced Prosthodontics* 11: 7–15.
151. Krejci I, Albert P, Lutz F (1999). The Influence of Antagonist Standardization on Wear. *Journal of Dental Research* 78: 713–719.
152. Lauvahutanon S, Takahashi H, Oki M, Arksornnukit M, Kanehira M, Finger WJ (2015). In vitro evaluation of the wear resistance of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal* 34: 495–502.
153. DeLong R, Pintado MR, Douglas WH, Fok AS, Wilder AD, Swift EJ, Bayne SC (2012). Wear of a dental composite in an artificial oral environment: A clinical correlation. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 100B: 2297–2306.
154. Mehl C, Scheibner S, Ludwig K, Kern M (2007). Wear of composite resin veneering materials and enamel in a chewing simulator. *Dental Materials* 23: 1382–1389.
155. Xu HHK, Quinn JB, Giuseppetti AA, Eichmiller FC, Parry EE, Schumacher GE (2004). Three-body wear of dental resin composites reinforced with silica-fused whiskers. *Dental Materials* 20: 220–227.
156. Fischer TE, Zhu Z, Kim H, Shin DS (2000). Genesis and role of wear debris in sliding wear of ceramics. *Wear* 245: 53–60.
157. Schuh C, Kinast EJ, Mezzomo E, Kapczinski MP (2005). Effect of glazed and polished surface finishes on the friction coefficient of two low-fusing ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry* 93: 245–252.
158. Nagarajan VS, Jahanmir S, Thompson VP (2004). In vitro contact wear of dental composites. *Dental Materials* 20: 63–71.

159. Flury S, Peutzfeldt A, Lussi A (2012). Influence of surface roughness on mechanical properties of two computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) ceramic materials. *Operative Dentistry* 37: 617–624.
160. Preis V, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Rosentritt M (2012). Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 10: 13–22.
161. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 13: 258–269.
162. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *British Dental Journal* 196: 42–45.
163. Papadopoulos K, Pahinis K, Saltidou K, Dionysopoulos D, Tsi trou E (2020). Evaluation of the Surface Characteristics of Dental CAD/CAM Materials after Different Surface Treatments. *Materials* 13: 981.
164. Curtis AR, Palin WM, Fleming GJP, Shortall ACC, Marquis PM (2009). The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: Characterizing discrete filler particles and agglomerates using a micromanipulation technique. *Dental Materials* 25: 180–187.
165. Zum Gahr K-H (1989). Sliding wear of ceramic-ceramic, ceramic-steel and steel-steel pairs in lubricated and unlubricated contact. *Wear* 133: 1–22.
166. Min J, Zhang Q, Qiu X, Zhu M, Yu H, Gao S (2015). Investigation on the tribological behavior and wear mechanism of five different veneering porcelains. *PLoS ONE* 10: 1–12.
167. Vichi A, Fabian Fonzar R, Goracci C, Carrabba M, Ferrari M (2018). Effect of finishing and polishing on roughness and gloss of lithium disilicate and lithium silicate zirconia reinforced glass ceramic for CAD/CAM systems. *Operative Dentistry* 43: 90–100.

168. Mundhe K, Jain V, Pruthi G, Shah N (2015). Clinical study to evaluate the wear of natural enamel antagonist to zirconia and metal ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 114: 358–363.
169. Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB (2010). A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *Journal of Advanced Prosthodontics* 2: 111–115.
170. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V (2006). A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dental Materials* 22: 1051–1062.
171. Matzinger M, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M (2019). Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clinical Oral Investigations* 23: 725–737.
172. Aladağ A, Oğuz D, Çömlekoğlu ME, Akan E (2019). In vivo wear determination of novel CAD/ CAM ceramic crowns by using 3D alignment. *Journal of Advanced Prosthodontics* 11: 120–127.
173. Gan XQ, Cai ZB, Zhang BR, Zhou XD, Yu HY (2012). Friction and wear behaviors of indirect dental restorative composites. *Tribology Letters* 46: 75–86.
174. Heintze SD, Zellweger G, Zappini G (2007). The relationship between physical parameters and wear of dental composites. *Wear* 263: 1138–1146.
175. Faria ACL, de Oliveira AA, Alves Gomes É, Silveira Rodrigues RC, Faria Ribeiro R (2014). Wear resistance of a pressable low-fusing ceramic opposed by dental alloys. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 32: 46–51.
176. Facenda JC, Borba M, Corazza PH (2018). A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 30: 281–286.
177. Sumino N, Tsubota K, Takamizawa T, Shiratsuchi K, Miyazaki M, Latta MA (2013). Comparison of the wear and flexural characteristics of flowable resin composites for posterior lesions. *Acta Odontologica Scandinavica* 71: 820–827.
178. Bayne SC, Taylor DF, Heymann HO (1992). Protection hypothesis for composite wear. *Dental Materials* 8: 305–309.

179. Cao L, Zhao X, Gong X, Zhao S (2013). An in vitro investigation of wear resistance and hardness of composite resins. *International Journal of Clinical and Experimental Medicine* 6: 423–430.
180. Argyrou R, Thompson GA, Cho SH, Berzins DW (2016). Edge chipping resistance and flexural strength of polymer infiltrated ceramic network and resin nanoceramic restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 116: 397–403.
181. Zhang Y, Sailer I, Lawn BR (2013). Fatigue of dental ceramics. *Journal of Dentistry* 41: 1135–1147.
182. Ren L, Zhang Y (2014). Sliding contact fracture of dental ceramics: Principles and validation. *Acta Biomaterialia* 10: 3243–3253.
183. Heintze SD, Zellweger G, Cavalleri A, Ferracane J (2006). Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dental Materials* 22: 166–175.
184. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials* 30: 564–569.
185. Lim BS, Ferracane JL, Condon JR, Adey JD (2002). Effect of filler fraction and filler surface treatment on wear of microfilled composites. *Dental Materials* 18: 1–11.
186. Giannini M, Soares CJ, De Carvalho RM (2004). Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dental Materials* 20: 322–329.
187. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF (2016). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 55: 1–11.
188. Fathy SM, Swain M V. (2018). In-vitro wear of natural tooth surface opposed with zirconia reinforced lithium silicate glass ceramic after accelerated ageing. *Dental Materials* 34: 551–559.
189. Ludovichetti FS, Trindade FZ, Werner A, Kleverlaan CJ, Fonseca RG (2018). Wear resistance and abrasiveness of CAD-CAM monolithic materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 120: 318.e1-318.e8.
190. Yip KHK, Smales RJ, Kaidonis JA (2004). Differential wear of teeth and restorative materials: Clinical implications. *International Journal of Prosthodontics* 17: 350–356.

191. Yin R, Kim YK, Jang YS, Lee JJ, Lee MH, Bae TS (2019). Comparative evaluation of the mechanical properties of CAD/CAM dental blocks. *Odontology* 107: 360–367.
192. Park J, Ozturk A (2007). Tribological properties of MgO-CaO-SiO₂-P₂O₅-F-based glass-ceramic for dental applications. *Materials Letters* 61: 1916–1921.
193. Gatti AM, Rivasi F (2002). Biocompatibility of micro- and nanoparticles. Part I: In liver and kidney. *Biomaterials* 23: 2381–2387.
194. Gatti AM (2004). Biocompatibility of micro- and nano-particles in the colon. Part II. *Biomaterials* 25: 385–392.



EKLER



EK 1. Etik Kurul Onay Belgesi



T.C.
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
KTÜ TIP FAKÜLTESİ
BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL
BAŞKANLIĞI

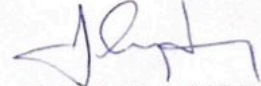
Sayı : 24237859- 222
Konu: Etik Kurul onay belgesi

04.03.2019

Sayın; Dr. Öğr. Üyesi Tuğba SERİN KALAY
Restoratif Diş Tedavisi ABD.

“Farklı CAD/CAM Materyallerinin Aşınma Davranışları” başlıklı etik kurul 2019/41 protokol numaralı çalışma önerisi raportör ve etik kurul görüşleri doğrultusunda; tıbbi etik açıdan uygun olduğuna karar verilmiştir.

Bilginizi ve gereğini rica ederim.


Prof. Dr. Faruk AYDIN
Etik kurul Başkanı

Ek: 1 adet onay belgesi

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Soyadı, Adı : ZAİM, Beyza
Uyruğu : Türkiye Cumhuriyeti
Doğum Tarihi ve Yeri : 05.10.1992 Kastamonu
Telefon (İş) : 0(462) 377 4731
E-Posta : beyzazaim@gmail.com
Yazışma Adresi (İş) : Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi AD, Trabzon, Türkiye

EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Lisans	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2015
Lise	Kastamonu Fen Lisesi	2010

AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl -Yıl)
1. Diş Hekimi	Taşköprü Devlet Hastanesi	2016-2017
2. Araştırma Görevlisi	KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi	2017-

YABANCI DİL

İngilizce

UZMANLIK ALANI

Restoratif Diş Tedavisi

YAYINLAR/BİLDİRİLER

1. Zaim B, Bulut Eyüboğlu G, Aesthetic Rehabilitation Of Anterior Polydiastema Disease With Composite Resins. EDAD 22. Uluslararası Estetik Diş Hekimliği Kongresi, 19-21 Ekim 2018. İstanbul, Türkiye (Poster Sunumu)
2. Zaim B, Bulut Eyüboğlu G, Yaygın Diş Çürüğü Bulunan Hastada Kompozit Rezinlerle Estetik Rehabilitasyonun Sağlanması. 22. Uluslararası Restoratif Diş Hekimliği Derneği Kongresi, 30 Kasım-2 Aralık 2018. Antalya, Türkiye (Poster Sunumu)
3. Zaim B, Serin Kalay T, Maksiller Anterior Dişlerin Kompozit Rezinlerle Rehabilitasyonu. 26. Uluslararası İZDO Bilimsel Kongre ve Sergisi, 8-10 Kasım 2019. İzmir, Türkiye (Poster Sunumu)
4. Zaim B, Serin Kalay T, Komplike Olmayan Kron Kırıklarının Kompozit Rezin ile Estetik Rehabilitasyonu. Erciyes Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, 26-29 Şubat 2020. Kayseri, Türkiye (Poster Sunumu)
5. Zaim B, Serin Kalay T, Anterior Diastemaların Kompozit Rezin ile Restorasyonu: Olgu Sunumu. Erciyes Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, 26-29 Şubat 2020. Kayseri, Türkiye (Poster Sunumu)
6. Zaim B, Serin Kalay T, Evde Beyazlatma Ajanının Estetik Restoratif Materyallerin Yüzey Özelliklerine Etkisi. 4. Uluslararası Hipokrat Tıp ve Sağlık Bilimleri Kongresi, 25-26 Eylül 2020. Ankara, Türkiye (Sözlü Sunum)

PROJELER

1. CAD/CAM Materyallerin Aşınma Davranışları. Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi 2019 (Araştırmacı)