



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN DÖRT FARKLI MONOLİTİK
CAD/CAM MATERYALLERİNİN AŞINMA MİKTARINA ETKİSİNİN
İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

ZEYNEP ARIKAN
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
PROF. DR. YASEMİN ÖZKAN
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI

İSTANBUL -2023



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN DÖRT FARKLI MONOLİTİK
CAD/CAM MATERYALLERİNİN AŞINMA MİKTARINA ETKİSİNİN
İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

ZEYNEP ARIKAN
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
PROF. DR. YASEMİN ÖZKAN
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI

İSTANBUL -2023

BEYAN

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

Zeynep ARIKAN

TEŞEKKÜR

Öğrencilik ve doktora eğitimim süresince kıymetli bilgi, birikim ve deneyimleriyle bana yol gösteren, destek ve emeklerini esirgemeyen, öğrencisi olmaktan her zaman gurur duyacağım sayın danışman hocam Prof. Dr. Yasemin Özkan'a

Doktora eğitimim boyunca bilgileriyle bana ışık tutan, kendisine ne zaman danışsam bana kıymetli zamanını ayıran, bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde büyük emeği geçen değerli hocam Doç. Dr. Yılmaz Umut Aslan'a,

Bilgisini hiç sakınmadan sabırla aktaran, yardıma ihtiyacım olduğunda her zaman kapısını çalabileceğimi bildiğim çok sevgili hocam Dr. Öğr. Üyesi Zeliha Şanıvar Abbasgholizadeh'e

Laboratuvar çalışmam boyunca desteğini esirgemeyen, karşılaştığım her teknik sorunda bana yol gösteren değerli hocam Doç. Dr. Erkut Kahramanoğlu'na

Değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak eğitimime katkıda bulunan, teorik ve pratik anlamda bu yolculukta bana destek olan Anabilim Dalı öğretim üyeleri değerli hocalarım Prof. Dr. Şebnem Begüm Türker, Doç. Dr. Buket Evren, Doç. Dr. Rifat Gözneli ve Dr. Öğr. Üyesi Ceren Küçük'e

Akademik hayatımın ilk gününden beri her türlü güzelliği ve zorluğu birlikte yaşadığım sevgili arkadaşlarım Tuğçe Çetin ve Gülay Çakır'a,

Doktora eğitimim süresince samimi bir ortamda ve sevgiyle birlikte çalıştığım tüm arkadaşlarıma ve Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı personeline,

Tez çalışmamdaki yardımlarından dolayı başta Aşkın Şahin ve Oktay Temur olmak üzere tüm Optimal Diş Protez Laboratuvarları çalışanlarına,

Zor süreçlerde bana hep destek olan, mutlu günlerimde hep yanımda olan, varlığı her zaman bana güç veren ve benim bu noktaya gelmemdeki en büyük payın sahibi çok sevgili annem Nilgün Demirkılıç'a ve babam Haydar Demirkılıç'a

Hayatımın her alanında her zaman yanımda olduğunu bildiğim sevgili eşim Volkan Arıkan'a teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
TEŞEKKÜR.....	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
KISALTMALAR LİSTESİ	v
ŞEKİL LİSTESİ	vii
TABLO LİSTESİ.....	x
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	6
4.1. CAD/CAM Sistemleri.....	6
4.2. Dental Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişimi.....	7
4.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	8
4.3.1. Cam matriks seramikler	8
4.3.1.1. Feldspatik seramikler	8
4.3.1.2. Sentetik seramikler	9
4.3.1.2.1. Lösit bazlı cam seramikler.....	9
4.3.1.2.2. Lityum disilikat bazlı cam seramikler ve türevleri.....	9
4.3.1.2.2.1. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat.....	10
4.3.1.3. Cam infiltre seramikler.....	11
4.3.2. Polikristalin seramikler	12
4.3.2.1. Zirkonya	12
4.3.2.1.1. Transformasyon doygunluğu	13
4.3.2.1.2. Düşük ısılarda bozulma	13
4.3.2.1.3. Yttrium-tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP).....	14
4.3.2.1.4. 3Y-TZP	14
4.3.2.1.5. 4Y-TZP ve 5Y-TZP	15
4.3.2.1.6. IPS e.max ZirCAD Prime	15
4.3.3. Rezin matriks seramikler.....	16
4.3.3.1. Cerasmart.....	17
4.4. Aşınma	17
4.4.1. Aşınma mekanizmaları	18
4.4.1.1. Adezyon aşınması.....	18
4.4.1.2. Abrasyon aşınması	18
4.4.1.3. Yorulma aşınması.....	18

4.4.1.4. Korozyon aşınması	19
4.4.2. Diş aşınmasının etiyojisi	19
4.4.3. Diş aşınma mekanizmaları	20
4.4.3.1. Atrizyon	20
4.4.3.2. Abrazyon	21
4.4.3.3. Abfraksiyon	22
4.4.3.4. Erozyon	22
4.4.4. Restoratif materyallerin aşınma ve aşındırma özellikleri.....	23
4.4.4.1. Fiziksel faktörler.....	23
4.4.4.1.1. Sertlik.....	23
4.4.4.1.2. Sürtünme direnci.....	24
4.4.4.1.3. Kırılma sertliği.....	24
4.4.4.2. Mikroyapısal faktörler	25
4.4.4.2.1. Pörözite	25
4.4.4.2.2. Kristal yapı.....	25
4.4.4.2.3. Seram tabakası ve makyaj	25
4.4.4.2.4. Yüzey bitirme yöntemlerinin etkisi	25
4.4.5. Diş hekimliğinde aşınmayı belirlemede kullanılan yöntemler.....	36
4.4.5.1. Klinik çalışmalar	36
4.4.5.2. Laboratuvar çalışmaları	37
5. GEREÇ ve YÖNTEM	39
5.1. Gereç.....	39
5.1.1. Lityum disilikat örneklerin hazırlanması	39
5.1.2. Monolitik zirkonya örneklerin hazırlanması	39
5.1.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat örneklerin hazırlanması.....	40
5.1.4. Hibrit nanoseramik örneklerin hazırlanması	40
5.1.5. Antagonist örneklerin hazırlanması	40
5.1.6. Hazırlanan örneklerin örnek tutucular içerisinde yerleştirilmesi	41
5.1.7. Üç boyutlu tarama işlemi	41
5.1.8. Hazırlanan örneklerin inkübasyon cihazına yerleştirilmesi	41
5.1.9. Örneklerin çigneme simülatöründe yaşlandırmaya uğratılması.....	41
5.1.10. Aşınma miktarının belirlenmesi.....	41
5.2. Yöntem.....	43
5.2.1. Lityum disilikat örneklerin hazırlanması	44
5.2.2. Monolitik zirkonya örneklerin hazırlanması.....	50
5.2.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat örneklerin hazırlanması.....	53

5.2.4. Hibrit nanoseramik örneklerin hazırlanması	56
5.2.5. Antagonist örneklerin hazırlanması	59
5.2.6. Hazırlanan örneklerin örnek tutucular içerisinde yerleştirilmesi	61
5.2.7. Örneklerin lazer tarayıcı ile taranması	62
5.2.8. Hazırlanan örneklerin inkübasyon cihazına yerleştirilmesi	66
5.2.9. Örneklerin çiğneme simülatöründe yaşlandırmaya uğratılması.....	66
5.2.10. Aşınma miktarının belirlenmesi.....	68
5.3. İstatistiksel Analiz.....	71
6. BULGULAR	72
6.1. Örneklerin Aşınma Ölçüm Değerlerinin Karşılaştırılması	72
6.2. Cilalanmış ve glazelenmiş lityum disilikat grupların karşılaştırılması.....	73
6.3. Cilalanmış ve glazelenmiş hibrit nanoseramik grupların karşılaştırılması.....	74
6.4. Cilalanmış ve glazelenmiş zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat grupların	75
karşılaştırılması.....	75
6.5. Cilalanmış ve glazelenmiş monolitik zirkonya grupların karşılaştırılması	76
6.6. Antagonist grupların karşılaştırılması.....	78
7. TARTIŞMA ve SONUÇ.....	79
8. KAYNAKLAR.....	93

KISALTMALAR LİSTESİ

% : Yüzde

° : Derece

°C : Santigrad derece

3D : Üç boyutlu

Al₂O₃: Alümina

Ark : Arkadaşları

CAD : Bilgisayar Destekli Dizayn/Tasarım

CAM : Bilgisayar Destekli Üretim

CeO₂ : Seryum oksit

Dr. : Doktor

K₂O : Potasyum oksit

LTD : Düşük ısılarda bozulma

M.S.: Milattan sonra

MgAl₂O₄ : Magnezyum alüminat

MgO : Magnezyum oksit

mm : Milimetre

mm² : Milimetre kare

mm³ : Milimetre küp

mPa : Mega Paskal

Ort : Ortalama

PTT : Transformasyon doygunluğu

SPSS : Statistical Package for Social Sciences

SS : Standart sapma

t→m : Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm

Y_2O_3 : İttriyum oksit

Y-TZP : Yttrium-tetragonal zirkonya polikristalleri

Yy : Yüz yıl

ZLS : Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat

Zr : Zirkonyum

ZrO_2 : Zirkonyum oksit

μm : Mikrometre

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 5.1. IPS e.max CAD ingotlar.....	44
Şekil 5.2. Örneklerin hazırlanması.....	45
a. Hassas kesim cihazı b. Hazırlanan IPS e.max CAD örnekler.....	45
Şekil 5.3. Presi Minitex zımparalama ve parlatma cihazı.....	45
Şekil 5.4. Zımparalama parlatma cihazının dokunmatik LCD ekranı.....	46
Şekil 5.5. Örnekler zımparalama işleminin uygulanması.....	46
Şekil 5.6. IPS e.max CAD örneklerin kristalize edilmesi.....	47
a. Programat P310 seramik fırını b. Seramik fırınına yerleştirilen örnekler.....	47
c. IPS e.max CAD kristalizasyon programı.....	47
Şekil 5.7. Kristalize edilmiş IPS e.max CAD örnekler.....	48
Şekil 5.8. Üç aşamalı mekanik cila frezleri.....	48
Şekil 5.9. a.b.c. Üç aşamalı mekanik cila frezlerinin uygulanması.....	49
Şekil 5.10. IPS Ivocolor glazenin örnekler uygulanması.....	50
a. IPS e.max CAD için kullanılan glaze tozu ve likidi.....	50
b.c. IPS Ivocolor glaze tozu ile likidinin karıştırılması ve örnekler uygulanması.....	50
Şekil 5.11. IPS e.max ZirCAD Prime blok.....	51
Şekil 5.12. Örnekleri kazımak için gerekli cihazlar.....	51
a. Bur 2,5; Bur 1,0; Bur 0,5 ZrO ₂ kazıma frezleri.....	51
b.c. inLab MC X5 kazıma cihazı.....	52
Şekil 5.13. İki aşamalı mekanik cila frezleri.....	52
Şekil 5.14. İki aşamalı cila frezlerinin uygulanması.....	53
Şekil 5.15. Celtra Duo ingotlar.....	53
Şekil 5.16. Hazırlanan Celtra Duo örnekler.....	54

Şekil 5.17. a.b. Örneklere glaze işleminin uygulanması.....	55
Şekil 5.18. Örneklerin seramik fırınında glazelenmesi.....	55
Şekil 5.19. Cerasmart ingotlar.....	56
Şekil 5.20.a.b. Kumlama cihazı ve 50 µm alüminyum oksit partikülleri içeren kum.....	57
Şekil 5.21. Örneklerin glazelenecek yüzeylerinin kumlanması.....	57
Şekil 5.22.a.b. Ceramic Primer II'nin yüzeye uygulanması.....	58
Şekil 5.23. a.b.c. Glaze materyalinin yüzeye uygulanması ve ışık ile sertleştirilmesi.....	59
Şekil 5.24. GC Initial monolitik zirkonya blok.....	60
Şekil 5.25. a.b. Tasarlanan antagonist örnekler.....	60
Şekil 5.26. a.b. Antagonistlerin iki aşamalı mekanik cila frezleri ile cilalanması.....	61
Şekil 5.27.a.b. Soğuk akriliğin üretici firma talimatlarına göre karıştırılıp örnek tutucu..... içerisine yerleştirilmesi.....	61
Şekil 5.28. a.b.c.d. Örnek ve antagonistlerin örnek tutucular içerisine..... yerleştirilmesi, fazlalıkların temizlenerek sabitlenmesi.....	62
Şekil 5.29. Çalışmada kullanılan üç boyutlu lazer tarayıcı.....	62
Şekil 5.30. Üç boyutlu lazer tarayıcının iç kısmısının görüntüsü.....	63
Şekil 5.31. Lazer tarama cihazına yerleştirilen örnek.....	63
Şekil 5.32. a.b. Lazer tarayıcıda örneklerin taranacak yüzeylerinin başlangıç ve..... bitiş noktalarının belirlenmesi.....	64
Şekil 5.33. a.b.c.d. Örneklerin üç boyutlu lazer tarama işleminin gerçekleştirilmesi.....	64
Şekil 5.34. in Eos X5 tarama cihazı.....	65
Şekil 5.35. Antagonistlerin taranması	65
a. Antagonistlerin tarayıcıya yerleştirilmesi b. Antagonist örneklerin taranmış görüntüsü...65	
Şekil 5.36. Kuru Havalı İnkübatör.....	66

Şekil 5.37. Dual akslı çığneme simülatörü.....	66
Şekil 5.38. Çığneme simülatörünün üst ve alt kompartımanları ve sıvı haznesi.....	67
Şekil 5.40.a.b. Aşınma testi öncesi üç boyutlu yüzey görüntüsünün Geomagic..... programına aktarılması.....	69
Şekil 5.41.a.b. Aşınma testi sonrası üç boyutlu yüzey görüntüsünün Geomagic..... programına aktarılması.....	69
c. Görüntülerin üst üste getirilerek trimlenmesi.....	70
Şekil 5.42.a.b. Aşınma testi öncesi ve sonrası üç boyutlu görüntünün düzleme olan..... hacimsel uzaklığının hesaplanması.....	71
Şekil 6.1. Tüm materyallerin aşınma hacimlerinin karşılaştırılması sütun grafiği.....	73
Şekil 6.2. Cilalanmış ve glazlenmiş lityum disilikat örneklerin aşınma..... hacimlerinin karşılaştırılması sütun grafiği.....	74
Şekil 6.3. Cilalanmış ve glazelenmiş hibrit nanoseramik örneklerin aşınma..... hacimlerinin karşılaştırılması sütun grafiği.....	75
Şekil 6.4. Cilalanmış ve glazelenmiş zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat..... örneklerin aşınma hacimlerinin karşılaştırılması sütun grafiği.....	76
Şekil 6.5. Cilalanmış ve glazelenmiş monolitik zirkonya örneklerin aşınma..... hacimlerinin karşılaştırılması sütun grafiği.....	77

TABLO LİSTESİ

	Sayfa No
Tablo 4.1. CAD/CAM seramik materyalleri kullanılarak yapılan aşınma ile ilgili çalışmalar.....	27
Tablo 5.1. Çalışmada yer alan materyallerin içerikleri.....	42
Tablo 5.2. Çalışmada kullanılan materyaller ve örnek sayıları.....	43
Tablo 5.3. Çalışmada oluşturulan gruplar ve örnek sayıları.....	44
Tablo 5.4. Çiğneme simülasyonu için parametreler.....	68
Tablo 6.1. Materyallerde meydana gelen aşınma miktarları.....	72
Tablo 6.2. Cilalanmış ve glazelenmiş lityum disilikat grupların aşınma hacimlerinin karşılaştırılması.....	73
Tablo 6.3. Cilalanmış ve glazelenmiş hibrit nanoseramik grupların aşınma hacimlerinin karşılaştırılması.....	74
Tablo 6.4. Cilalanmış ve glazelenmiş zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat örneklerin aşınma hacimlerinin karşılaştırılması.....	75
Tablo 6.5. Cilalanmış ve glazelenmiş monolitik zirkonya örneklerin aşınma hacimlerinin karşılaştırılması.....	76
Tablo 6.6. Antagonistlerde meydana gelen aşınma miktarları.....	78

1. ÖZET

Farklı Yüzey İşlemlerinin Dört Farklı Monolitik CAD/CAM Materyallerinin Aşınma Miktarına Etkisinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi

Öğrenci Adı: Zeynep ARIKAN

Danışman Adı: Prof. Dr. Yasemin ÖZKAN

Anabilim Dalı: Protetik Diş Tedavisi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, cilalanmış ve glazelenmiş olmak üzere iki farklı yüzey bitim tekniğine göre hazırlanan hibrit nanoseramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat, lityum disilikat ve dayanım gradyanlı monolitik zirkonya olmak üzere dört farklı monolitik CAD/CAM materyallerinin 1 yıllık çiğneme döngüsündeki aşınma miktarlarını değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Tüm materyallerden örnekler 7x7x3 mm boyutlarında olacak şekilde disk formunda hazırlandı ve her materyal mekanik cilalanmış ve glazelenmiş olmak üzere iki alt gruba (n=12) ayrıldı.

Aşınma miktarını belirlemek için örnekler lazer tarayıcı cihazı (SD Mechatronik Lazer Tarayıcı LAS-20, Münih, Almanya) ile tarandı. Örneklerle, dual akıllı bir çiğneme simülatöründe (SD Mechatronik Çiğneme Simülatörü CS-4.2, Münih, Almanya) 240 000 döngü (1 yıl) uygulandı. Çiğneme simülatöründe dinamik yükleme yapıldıktan sonra örnekler lazer tarayıcı ile tekrar tarandı. Elde edilen veriler Geomagic Control (3D Systems Inc., Rock Hill, ABD) programına aktarılarak aşınma ölçümleri hesaplandı. Verilerin analizinde Kruskal Wallis testi kullanıldı.

Bulgular: İncelenen materyallerin tümünün aşınma miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi. Dayanım gradlı monolitik zirkonya, lityum disilikat ve hibrit nanoseramik materyallerinin cilalanmış ve glazelenmiş örnekleri arasında fark bulunamazken, glazelenmiş zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikatın aşınma miktarı cilalanmış zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikatından düşük tespit edildi.

Sonuç: Materyallerin aşınma dirençleri, mikro-yapılarından ve yüzey bitim özelliklerinden etkilenmektedir.

Anahtar Kelimeler: dayanım-gradyanlı monolitik zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat, lityum disilikat, aşınma

2. SUMMARY

In Vitro Evaluation of the Effect of Different Surface Treatments on the Wear Amount of Four Different Monolithic CAD/CAM Materials

Student Name: Zeynep ARIKAN

Supervisor Name: Prof. Dr. Yasemin Özkan

Department: Prosthodontics

Purpose: The aim of this study is to evaluate the wear amounts of four different monolithic CAD/CAM materials, hybrid nanoceramics, zirconia-reinforced lithium silicate, lithium disilicate and strength gradient monolithic zirconia, that are prepared in two different surface finishing techniques after one year of dynamic loading.

Material and Method: Samples from all materials were prepared in disk form with dimensions of 7x7x3 mm, and each material was divided into two subgroups (n = 12) as mechanically polished and glazed.

To determine the amount of wear, the samples were scanned with a laser scanner device (SD Mechatronik Laser Scanner LAS-20, Munich, Germany). Samples were subjected to 240 000 cycles, equivalent to 1 year of clinical use, in a dual-axle chewing simulator (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.2, Munich, Germany). After dynamic loading in the chewing simulator, the samples were scanned again with a laser scanner. The obtained data were transferred to the Geomagic Control (3D Systems Inc., Rock Hill, USA) program and wear measurements were calculated. Kruskal Wallis test was used to analyze the data.

Results: A statistically significant difference was detected between the wear amounts of all examined materials. While no difference was found between polished and glazed samples of strength graded monolithic zirconia, lithium disilicate and hybrid nanoceramic materials, the wear rate of lithium silicate reinforced with glazed zirconia was determined to be lower than that of lithium silicate reinforced with polished zirconia.

Conclusion: The wear resistance of materials is affected by their microstructure and surface finish properties.

Keywords: strength-gradient monolithic zirconia, zirconia-reinforced lithium silicate, lithium disilicate, wear

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretimin (CAD/CAM) hızlı gelişimi, diş hekimliğinin tüm alanlarında, özellikle de protetik ve restoratif diş hekimliğinde çarpıcı bir etkiye yol açmıştır (Alghazzawi, 2016). CAD/CAM teknolojisi, üretim maliyetlerini ve laboratuvar aşamalarında karşılaşılan sorunları azaltırken yüksek mekanik performansa, hassas marjinal adaptasyona ve yüksek estetik özelliklere sahip restorasyonların üretimini kolaylaştırmaktadır (Davidowitz ve Kotick, 2011). Bu teknolojik sistemlerin klinik uygulamaya entegrasyonu, diş hekimliğinde kullanılan biomateryallerde birçok değişikliğe yol açarak yeni CAD/CAM materyallerinin piyasaya çıkarılmasına olanak sağlamıştır (Alghazzawi, 2016).

Lityum disilikat cam seramik, üstün fiziksel ve estetik özellikleri nedeniyle anterior ve posterior protetik restorasyonlar için popüler olan monolitik seramik sistemlerden biridir (Elsaka ve Elnaghy, 2016). İşlenebilir lityum disilikat seramik bloklar ametasilikat fazdan oluşmaktadır ve mavimsi bir renk göstermektedir. Restorasyonun frezelenmesinin ardından, metasilikat fazı, kristalizasyon fırınlanmasına tabii tutulur ve lityum disilikat yapısı oluşmaktadır (Wiedhahn, 2007). Bu yapı, materyalin mekanik dayanıklılığını artırarak bükülme dayanımının 360 MPa'ya kadar çıkmasını sağlamaktadır (Giordano ve McLaren, 2010). Lityum disilikatın renk ve saydamlık açısından da çeşitliliğe sahip olması materyali diğer cam seramiklere göre avantajlı hale getirmektedir (Fu ve ark., 2020).

Lityum disilikat cam seramiklerin büyük kabul görmesine ve geniş çapta kullanılmasına rağmen, yeni materyaller geliştirilmeye devam etmektedir (Fu ve ark., 2020). Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS), lityum meta-silikat cam seramiğin yaklaşık %10 zirkonyum oksit (ZrO_2) ile güçlendirilmesi ile üretilmektedir. ZLS, zirkonyanın mekanik özelliklerini cam seramik materyallerin estetik özellikleriyle birleştiren, CAD/CAM ve dijital iş akışının kullanımına yönelik yeni nesil bir materyal olarak tanıtılmaktadır (Elsaka ve Elnaghy, 2016; Traini ve ark., 2016).

Zirkonya, yüksek bükülme dayanımına sahip bir materyal olsa da estetik olarak cam seramik materyallerle karşılaştırıldığında oldukça yetersiz kalmaktadır (Zhang ve ark., 2019). Geçmişte, yarı saydamlılığını geliştirmek için alüminyum oksit (Al_2O_3) miktarının azaltılması, itriya içeriğinin artırılması ve sinterleme sıcaklığının kontrol edilmesi gibi stratejiler geliştirilmiştir (Starwarczyk ve ark., 2017; Zhang, 2014; Zhang ve Lawn, 2018). Bu stratejiler, içeriğinde farklı oranlarda 3Y-, 4Y ve 5Y-TZP (Yttrium-tetragonal zirkonya polikristalleri) barındıran CAD/CAM blokların üretilmesine olanak sağlamaktadır (Starwarczyk ve ark., 2017). Üç jenerasyon zirkonya materyallerinin özelliklerini katman katman barındıran dayanım gradyanlı

monolitik zirkonya, çeşitli zirkonya mikro-yapılarının faydalı özelliklerini tek blokta birleştirmeyi hedeflemektedir. Her ne kadar dayanım gradyanlı monolitik zirkonya materyali şu anda piyasada olsa da, materyalin mekanik özellikleri hakkında sınırlı bilimsel veri bulunmaktadır (Schönhoff ve ark., 2021).

Seramik içerikli materyaller yüksek mekanik ve estetik özellikleri ile yaygın bir şekilde kullanılmalarına rağmen aşınma ve aşındırma özellikleri tartışmalıdır (Barizon ve ark., 2014; Sripetchdanond ve Leevailoj, 2014). Bu materyallerin antagonistindeki mineye veya restoratif materyale karşı aşındırıcılıklarını azaltmak için seramik ve kompozit materyallerin özelliklerini birleştiren rezin matris seramikler piyasaya tanıtılmıştır (El Zhawi ve ark., 2016). Bu hibrit materyaller, kuvveti absorbe etme yeteneği ve esneklik kabiliyetleri ile ön plana çıkmaktadır (Lawson ve ark., 2016).

Diş aşınması, çiğneme veya parafonksiyel alışkanlıklar sırasında dişler ve restorasyonlar arasındaki temastan kaynaklanan sert dokunun kaybı olarak tanımlanmaktadır (Aljomard ve ark., 2022). Aşınma, okluzal dikey boyut kaybı, temporomandibular eklem rahatsızlıkları, fonksiyonda azalma gibi problemlere neden olabilmektedir (Mundhe ve ark., 2015). Aşınma, protetik materyalin sertliği, kırılma dayanımı, mikro-yapısı, okluzal temas noktaları, çiğneme kuvveti ve yüzey bitim işlemleri gibi çok çeşitli faktörden etkilenen bir durumdur (Selvaraj ve ark., 2021).

Piyasaya yeni sürülmüş bir materyalde aranan özelliklerden biri aşınma ve aşındırma direncinin mineninkine benzer olmasıdır. Yeni bir materyal üretilirken, materyalin diş dokusunun doğal aşınma davranışını taklit edebilmesi ve minenin mekanik özelliklerine en yakın özellikteki materyali elde etmek amaçlanmalıdır (Heintze, 2006). Bu nedenle, yeni materyallerin piyasaya çıkarılmadan önce aşınma dirençlerinin in vitro çalışmalar ile test edilmesi kritik önem taşımaktadır (Heintze ve ark., 2012).

Bu çalışmanın amacı, dual akslı çiğneme simülatöründe yapılan 1 yıllık dinamik yükleme sonrası, glazelenmiş ve cilalanmış yüzeyli olmak üzere 2 farklı yüzey bitim işlemi uygulanarak hazırlanan lityum disilikat, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat, dayanım gradyanlı monolitik zirkonya ve hibrit nanoseramik materyallerinde meydana gelen aşınmanın belirlenmesi ve karşılaştırılmasıdır.

Çalışmamızın 0 hipotezleri:

1) H_0 : Lityum disilikat, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat, dayanım gradyanlı monolitik zirkonya ve hibrit nanoseramik olmak üzere incelenen dört materyalin aşınma miktarları arasında fark yoktur.

2) H_0 : Materyaller kendi içerisinde karşılaştırıldığında, cilalanmış yüzeyli örnekler ile glazelenmiş yüzeyli örnekler arasında fark yoktur, şeklindedir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. CAD/CAM Sistemleri

CAD ve üretim, 1960'lı yıllarda otomobil ve havacılık endüstrilerinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir. CAD/CAM teknolojisi 1989 yılında Almanya'da, Mormann ve Brandestini tarafından diş hekimliğine tanıtılmış ve muayenehanede bir veya birden fazla seramik restorasyonun ofis içi üretimi için geliştirilmiştir (Mörmann, 2006). Son 30 yılda diş hekimliğinin giderek daha da yaygın kullanılan ve popüler bir parçası haline gelmiştir. Hem diş laboratuvarlarında hem de diş muayenehanelerinde kullanılan teknoloji; inley, onlay, veneer, kron, sabit bölümlü protez, implant abutmentı, tüm ağız rehabilitasyonu, ortodonti gibi diş hekimliğinin birçok alanında kullanılmaktadır (Davidowitz ve Kotick, 2011). Diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisinin gelişimi, tedavi planlarını ve protez üretimini önemli ölçüde değiştirmiştir.

Dental restorasyonlar için CAD/CAM sisteminin kullanılması, geleneksel tekniklere göre çok sayıda avantaja sahiptir. Bu avantajlar hız, kullanım kolaylığı ve restorasyonun kalitesi olarak sıralanabilir. Dijital taramalar, geleneksel ölçü alımından daha hızlı ve kolay gerçekleştirilebilir (Palin ve Burke, 2005). Ayrıca ölçünün dökümü, model oluşturulması, mum ile dizaynın oluşturulması, döküm ve fırınlama seansları ortadan kaldırılmıştır. Muayenehanede freze makinesinin bulunması, hastaların ikinci bir randevuya gerek olmadan taramanın yapıldığı seans daimi restorasyonlarının teslim edilebilmesine olanak sunmaktadır. Bunun yanında geçici restorasyon ihtiyacı da tamamen elimine edilmiş olmaktadır (Feuerstein, 2004). CAD/CAM ile üretilen restorasyonların üretim süreci bilgisayar ortamında insan kaynaklı hatalar elimine edilerek gerçekleştiği için son derece hassas ve kaliteli restorasyonlar elde edilebilmektedir. Aynı zamanda, bu hassaslık üretimdeki tutarlılığı arttırmaktadır. Zamandan ve işçilikten tasarruf, maliyetlerin düşürülmesi, daha hızlı ve yüksek kaliteli restorasyonların üretilme imkanı CAD/CAM sistemlerini hem hastalar hem de hekimler için vaz geçilmez kılmaktadır (Davidowitz ve Kotick, 2011).

CAD/CAM sistemleri ile kullanılabilen materyaller arasında akrilikler, rezin kompozitler, çok çeşitli seramikler ve zirkonyum sayılabilmektedir. Bu durum protetik, restoratif, dental implantoloji, ortodonti ve karmaşık tedavi planlama stratejileri alanındaki endikasyon aralığını genişletmektedir (Spitznagel, 2018). Endikasyonun yanı sıra spesifik estetik ve fonksiyonel ihtiyaçlara göre materyal seçiminin doğru yapılması, restorasyonun klinik ömrü için esastır (Blatz ve Conejo, 2019). Çeşitli klinik araştırmalar, hasta başı CAD/CAM restorasyonlarının

çok yüksek ve uzun vadeli başarı oranlarını bildirmektedir (Morimoto ve ark., 2016; Sjögren ve ark., 2004).

4.2. Dental Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişimi

Seramik, yunancada “keramikos, keramos” sözcüğünden türemiştir ve asıl anlamı ateşte yanarak topraktan üretilen madde anlamına gelmektedir. Seramik, insan tarafından yapısı değiştirilerek oluşturulmuş ilk inorganik cam fazlı kristalin yapısında materyaldir (Korkmaz, 2014; Tatal ve ark., 2015). Porselen ilk olarak M.S. 1000 yıllarında Çin’de kullanılmaya başlamıştır ve 17.yy’ın başlarında Uzakdoğu’da ticaretin yaygınlaşması ile Avrupa’ya getirilmiştir (Çakır, 2011; Korkmaz, 2014).

Seramiğin, diş hekimliğinde kullanılabilecek bir materyal olduğu ilk olarak 1723 yılında Pierre Fauchard tarafından bildirilmiş olsa da porselen, 1774 yılında ilk defa Duchateau tarafından kullanılmıştır (Kelly ve ark., 1996). Protetik diş hekimliğinde ilk büyük gelişme 1806 yılında İtalyan asıllı diş hekimi Giuseppangelo Fonzi’nin total protezlerde kullanılmak üzere kişisel olarak ürettiği porselen dişler ile gerçekleşmiştir (Naylor, 1992). 1838 yılında Elias Wildman’ın porselenin ilk kez vakumlu fırınlanması sayesinde materyalin translüsentliği ve rengi geliştirilmiştir. 1886 yılında Dr. Charles Land platin matriks üzerine feldspatik porseleni işleyerek veneer kronların rutin kullanıma girmesine öncülük etmiştir (Tatal ve ark., 2015).

Cam matriks ve kristal fazdan oluşan dental seramikler düzensiz yapıları ve gerçek kristalin yapılarda bulunan kaygan düzlemlerinin bulunmamasına bağlı olarak kırılma özelliği sergilemektedirler. Bu nedenle üreticiler seramiğe destek olarak metal alt yapı kullanmışlardır (Çakır, 2011; Zhao ve ark., 2012). 1962 yılında Weinstein ve arkadaşları %11-15 yoğunluğunda potasyum oksit (K_2O) içeren seramik tozu ile ilk metal alt yapı metal-porselen restorasyonu üretmişlerdir (McLean ve Odont, 2001).

Metal alt yapının tükürük, yenilen ve içilen gıdalar gibi ağızda bulunan sıvılar nedeniyle korozyona uğraması, dişeti ile birleşim bölgesinde siyah renklenmeye sebep olması, bazı hastalarda görülen metal alerjisi, daha estetik ve doğala yakın materyal arayışı sonucu metal alt yapı içermeyen tam seramik restorasyonlar üretilmeye başlanmıştır (Rosenblum ve Schulman, 1997). 1965 yılında McLean ve Hughes, alt yapısı %40-50 oranında alümina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş seramik ile jaket kuron yapımını geliştirerek tam seramik sistemlerin temelini oluşturmuşlardır (McLean ve Odont, 2001; O’Brien, 2002; Shillingburg, 1997). Lityum disilikat, alüminyum oksit ve zirkonyum oksit kimyasal bileşimlerinde, estetik özelliklerinde ve üretim süreçlerinde gerçekleşen ilerlemeler tam seramik restorasyonların uygulama alanlarını genişletmiştir (Sadowsky, 2006). Dental seramiklerin ilk piyasaya

çıkarılan versiyonları ile oldukça estetik ve biyouyumlu restorasyonlar elde edilmiş olsa da materyalin çekme ve kesme gerilmelerindeki zayıflığı daha yüksek dayanıklılığa sahip tam seramik materyallerin geliştirilmesini gerektirmiştir (Calamia ve Calamia, 2007; Hondrum, 1992; LeSage, 2009). 1980'li yıllardan itibaren günümüze kadar hem estetik hem de dayanıklılığı arttırmak için tam seramik sistemleri üzerine pek çok çalışma yapılmış olup çok sayıda materyal geliştirilmiştir (Çakır, 2011).

4.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler; endikasyonları, üretim şekli, bileşimi, mikroyapısı, fırınlanma ısısı ve translüsentliği gibi farklı parametrelere göre sınıflandırılabilir (Arango ve ark., 2010; Gracis ve ark., 2015; Helvey, 2013; McLaren ve Cao, 2009; McLaren ve ark., 2015).

Gracis ve ark. 2015 yılında bildirdikleri en güncel sınıflamada dental seramik materyalleri mikroyapısal düzeyde, içerdikleri cam/kristal oranına göre sınıflayarak üç gruba ayırmışlardır (Gracis ve ark., 2015).

4.3.1. Cam matriks seramikler

Doğada bulunan ve içeriklerinde çeşitli miktarlarda potasyum ve sodyum içeren alümino-silikatlar feldspar olarak bilinmektedir. Feldspar, porselene doğal bir translüsentlik veren cam fazı oluşturmak için kullanılmaktadır. Cam matriks seramikler içeriklerinde değişik oranlarda feldspar ve kuartz içerirler. Kuartz, termal genleşme katsayısını kontrol ederek pişirme sonucu meydana gelebilecek büzülme önler ve porselenin dayanıklılığının artmasını sağlar. Kaolin ise yapışkan bir yapıya sahip olup diğer materyalleri bir arada tutar (Azer ve ark., 2006; Conrad ve ark., 2007; Giordano ve McLaren, 2010). Cam matriks seramikler feldspatik seramikler, sentetik seramikler ve cam infiltre edilmiş seramikler olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır (Gracis ve ark., 2015).

4.3.1.1. Feldspatik seramikler

Feldspatik porselen, potasyum feldspar, kuartz ve kaolin karışımından üretilmektedir. Geleneksel feldspatik seramikler, en yarı saydam ve estetik materyaller olarak tanımlanmaktadır. Mekanik özellikleri düşüktür, bükülme dayanımları 60-70 MPa civarındadır. Bu nedenle metal veya seramik altyapıların veneer materyali olarak, laminate veneerler, inley ve onleylerde kullanılmaktadır (Arango ve ark., 2010; Giordano ve McLaren, 2010).

CAD/CAM sistemlerinde bu endikasyonların yanı sıra ful kronlar için bile kullanılabilirler. Sık kullanılan bloklar VITABLOCS Mark II (VITA Zahnfabrik),

VITABLOCS RealLife Ceramic Blocks (VITA Zahnfabrik) ve VITABLOC TriLux Forte'dir (VITA Zahnfabrik) olarak sıralanabilir (Blatz ve Conejo, 2019).

4.3.1.2. Sentetik seramikler

Ham maddelerin doğal kaynaklarına ve bunların doğal varyasyonlarına bağımlılığı azaltmak için sentetik seramik malzemeler kullanılmaya başlanmıştır. Miktarları farklılık göstermekle birlikte genel olarak alüminyum oksit, potasyum oksit, sodyum oksit ve silikon dioksit içermektedirler. Cam fazın içerisine lösit kristalleri eklenerek metal ile uyumlu termal genleşme katsayısı elde edilebilir ve materyalin dayanıklılığı artırılabilir (Gracis ve ark., 2015).

4.3.1.2.1. Lösit bazlı cam seramikler

Lösit bazlı cam seramikler, boyutları 2-7 µm arasında değişen düzensiz şekilli lösit kristallerinden oluşur (Willard ve Gabriel, 2018). Feldspatik cam matriksin içine ağırlıkça %35-50'ye kadar lösit kristali eklenebilir. Lösit kristallerinin kırılma indeksi feldspat caminkine oldukça yakındır, bu nedenle eklenen lösit kristalleri translüsentliğe olumsuz etki etmezken materyalin dayanıklılığının artmasını sağlamaktadır (Zhang ve Kelly, 2017). Bununla birlikte, lösit bazlı cam seramiklerin dayanıklılığı posterior köprülerde kullanılmak için yetersiz kalmaktadır. Endikasyonları lamina veneer restorasyonlar, inley ve onleyler, anterior ve posterior tek kron restorasyonlar olarak sıralanabilir (Flu ve ark., 2020). CAD/CAM sistemlerinde lösit bazlı cam seramiklere IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) örnek gösterilebilir (Ivoclar-Vivadent, 2022).

4.3.1.2.2. Lityum disilikat bazlı cam seramikler ve türevleri

Lityum disilikat cam seramikler, 1998 yılında Ivoclar Vivadent firması tarafından IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) adı altında piyasaya tanıtılmıştır (Höland ve ark., 2000). Materyalin düşük bükülme dayanımı, köprü restorasyonlarında yüksek klinik başarısızlık oranları, estetik beklentiyi karşılayabilmek için kor materyali olarak kullanılması ve floroapatit seramik ile veneerlenmeye ihtiyaç duyması geliştirilmiş lityum disilikat cam seramiklerin piyasaya sürülmesine neden olmuştur (Willard ve Gabriel, 2018).

Piyasaya 2001 yılında çıkarılan ikinci nesil lityum disilikat cam seramik IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), kayıp mum uçurma tekniği ile üretilmektedir (Schultheis ve ark., 2013). IPS Empress II'den daha küçük boyda ve uniform dağılmış lityum disilikat kristalleri içermektedir. Kristallerin, tabakalı ve sıkı bir şekilde birbirlerine kenetlenmiş dağılımı ve kristal yapı ile cam matriksin termal genleşme katsayıları arasındaki fark kristaller etrafında stres oluşmasını sağlayarak çatlak oluşumunu ve ilerlemesini

önlemektedir. Tüm bu unsurlar materyalin mekanik dayanıklılığını arttırarak monolitik restorasyonları endikasyonları içerisine almıştır (Denry ve Holloway, 2010; Zarone ve ark., 2019).

CAD/CAM teknolojisindeki popülarite ile birlikte, CAD/CAM frezelemeye uygun lityum disilikat cam seramik bloklar (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) 2005 yılında dental kullanıma sunulmuştur (Hench ve ark., 2010). CAD/CAM lityum disilikat cam seramik, daha homojen bir mikroyapı göstermektedir ve lityum disilikat kristalleri cam seramik matriks içerisinde daha yoğun miktarda bulunmaktadır (Deniz ve ark., 2019).

Materyal, daha kolay ve hızlı işlemeye ve intraoral oklüzal ayarlamaya izin veren “mavi fazda” üretilmektedir (Li ve ark., 2014). Mavi fazda kristal faz, yaklaşık hacminin %40’ını oluşturan lityum metasilikattan oluşmaktadır (Lohbauer ve ark., 2019). Cam matriks ise aralarında mikron boyutunda lityum silikat kristalleri bulunan lityum disilikattan oluşmaktadır. Frezeleme tamamlandıktan sonra restorasyon fırınlanmaya maruz bırakılarak lityum metasilikatın cam faz ile reaksiyona girmesi ve lityum disilikatı oluşturması sağlanmaktadır. Bunun sonucunda açığa, yüksek oranda doldurulmuş bir cam matriks yapı çıkmaktadır. Kristal içeriği yaklaşık %70’e çıkarılarak kristal boyutlarının ayarlanması materyalin dayanıklılığını arttırarak bükülme dayanımının 360 MPa’ya kadar çıkmasını sağlamıştır (Della Bona ve ark., 2004; Giordano ve McLaren, 2010; Höland ve ark., 2008).

Bloklar, renklendirme iyonlarının cam matriks içerisinde dağıtılması sayesinde farklı renklerde, cam matriks içerisindeki kristallerin boyut ve dağılımlarının ayarlanması sayesinde ise farklı translüsentlik derecelerinde üretilmektedir (Zarone ve ark., 2019). Lityum disilikat kristallerinin düşük kırılma indeksi sayesinde yüksek kristal içeriğinde bile materyal, translüsent özelliğini sürdürebilmektedir. Yüksek estetik ve mekanik özellikleri sayesinde lityum disilikat, ağzın herhangi bir bölgesinde tek kron olarak ve ön bölgede üç üyeli köprülerde monolitik ya da tabakalama seramikler için kor materyali olarak kullanılabilir (Elsaka ve Elnaghy, 2016; Esquivel-Upshaw ve ark., 2004; Kang ve ark. 2013).

4.3.1.2.2.1. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat

Lityum disilikat cam seramiklerin kabul görmesine ve geniş kullanım alanına sahip olmalarına rağmen, yeni dental materyallerde daha yüksek mekanik dayanıklılık ve daha yüksek translüsentlik arayışı devam etmektedir. Son yıllarda CAD/CAM dijital iş akışı ile uyumlu ZLS cam seramikler dental markete tanıtılmıştır (Fu ve ark., 2017).

Materyalin mekanik ve optik özelliklerini iyileştirmek için, lityum metasilikat cam seramiğe ağırlıkça %10 oranında zirkonyum oksit (ZrO_2) eklenmiştir. Zirkonya parçacıkları seramik yapıyı güçlendirerek çatlak oluşumunu ve çatlağın ilerlemesini önlemektedir (Elsaka ve Elnaghy, 2016). ZLS bloklar, inley, onley, anterior posterior tam kron ve implant dayanak materyali olarak kullanılabilir (Sen ve Us, 2019).

CAD/CAM uygulamaları için dental markette iki firma tarafından üretilen ZLS blok bulunmaktadır. VITA SUPRINITY (Vita Zahnfabrik) ve CELTRO DUO (Dentsply Sirona). Celtra Duo ZLS bloklar cam matriks içerisinde 0,5-0,7 mm büyüklüğünde ekstra ince lityum silikat kristalleri içermektedir. Üreticiye göre ağırlıkça %10 oranında bulunan zirkonya, tamamen cam matriks içerisinde çözünmektedir. Celtra Duo blokların tam sinterize ve pre-sinterize formları mevcuttur. Tam sinterize bloklar frezeleme aşamasından sonra herhangi bir sinterizasyon aşaması gerektirmemektedir ve bükülme dayanımı 210 MPa olarak kaydedilmiştir. Eksternal renklendirme ve glazing işlemleri varlığında ilave fırınlanma gerçekleştirilebilir. Üretici firma tarafından, ilave ısıtma işleminden sonra bükülme dayanımı %76 oranında artarak 370 MPa olarak bildirilmiştir (Deniz ve ark., 2019; Dentsply Sirona, 2018).

4.3.1.3. Cam infiltre seramikler

Cam infiltre seramikler, materyalin tüm katmanları boyunca iç içe geçmiş en az iki farklı fazdan meydana gelmektedir. Bu grupta yer alan materyaller içeriklerine göre farklı dayanıklılık ve translüsentlik özellikleri sergilemektedir ve endikasyonları bu özelliklerine göre farklılık göstermektedir (Giordano ve McLaren, 2010).

İlk çıkan cam infiltre seramikler döküm (slip cast) yöntemiyle üretilirken 1993 yılından itibaren CAD/CAM ile uyumlu bloklar da üretilmeye başlamıştır (Li ve ark., 2014).

Dental markete 1989 yılında tanıtılan ilk cam infiltre seramik In-Ceram Alumina'da, pöröz yapıya alümina (Al_2O_3) ağına lantan camı infiltre edilerek boşlukların camsı faz ile doldurulması sağlanır (Gracis ve ark., 2015). Bu sayede materyalin dayanıklılığı artarak bükülme dayanımı 450-600 MPa'ya çıkmaktadır (Giordano, 2006). Materyalin opak özelliğinden dolayı kor materyali olarak kullanılmaktadır ve translüsent bir materyal ile tabakalanmalıdır. In-Ceram Alumina anterior ve posterior kron restorasyonlarında kullanılmakta ve 2.molar dişe kadar metal altyapılı porselen restorasyonlarla benzer klinik sonuçlar vermektedir (McLaren ve White, 2000; Seghi ve ark., 1990).

1994 yılında piyasaya tanıtılmış olan In-Ceram Spinell, benzer yöntemle üretilmektedir. Materyalin içeriği pöröz magnezyum alüminat ($MgAl_2O_4$) kordan oluşmaktadır. In-Ceram Spinell yüksek translüsent özellik göstermektedir ve bükülme dayanımı 350 MPa'a ulaşmaktadır. Bu nedenle anterior kron restorasyonlarında tercih edilmektedir. CAD/CAM In-Ceram Spinell, 5 yıllık klinik takip çalışmalarında %91.7 ile %100 arasında değişen sağkalım oranları göstermektedir (Bindl ve Mörmann, 2002; Bindl ve Mörmann, 2004).

In-Ceram Zirkonya, Al_2O_3 pöröz yapıya zirkonyum oksit eklenmesi sonucu In-Ceram Alumina'nın bir modifikasyonu olarak üretilmektedir. İçeriğindeki zirkonya partikülleri sayesinde materyalin dayanıklılığı artırılarak 700 MPa'a yükseltilmiştir (Giordano, 2006). Düşük translüsentlik derecesi sebebiyle posterior üç üyeli köprü restorasyonlarında tercih edilmektedir (Li ve ark., 2014).

4.3.2. Polikristalin seramikler

Polikristalin grubunda sınıflandırılan seramikler, ince grenli kristal tanelerinin sinterlenerek yoğun, cam faz içermeyen polikristalin yapıyı oluşturması sayesinde yüksek dayanıklılık ve bükülme direncine sahiptirler (Giordano ve McLaren, 2010; Gracis ve ark., 2015). Polikristalin seramikler kristal yapı sebebiyle opaktır, bu nedenle kron ve köprü restorasyonların altyapı materyali olarak endikedirler (Kelly ve Benetti, 2011). Polikristalin seramikler, cam faz içermemelerinden dolayı hidroflorik asit ile aşındırılmaz. Seramik yüzeyi 50 μm 'lik alüminyum oksit ile kumlanarak veya silan ile kaplanarak rezin siman ile bağlanma gücü artırılabilir (Awliya ve ark., 1998; Özcan ve Vallittu, 2003).

Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), 1993 yılında piyasaya tanıtılan CAD/CAM ile üretilen ilk dental polikristalin seramiktir. Bu materyal %99,9'dan da fazla alümina içermektedir ve bükülme dayanımı yaklaşık 600 MPa olarak bildirilmiştir (Anderson ve Oden, 1993; Brunton ve ark., 1999; Zeng ve ark., 1996).

4.3.2.1. Zirkonya

Zirkonyum (Zr), nispeten yumuşak, parlak, gümüşü bir metaldir. Diş hekimliğinde zirkonya olarak bilinen zirkonyum dioksit (ZrO_2), saflaştırma işlemlerinden sonra heksagonal kristal formundadır ve gümüşümsü beyaz kristal toz olarak elde edilmektedir (Stawarczyk ve ark., 2017).

Zirkonya, küçük çaplı taneciklerden ($<0,5-0,6\mu m$) oluşan bir materyaldir ve oda sıcaklığından 1170 $^{\circ}C$ 'ye kadar monoklinik (m), 1170 $^{\circ}C$ 'den 2370 $^{\circ}C$ 'ye kadar tetragonal (t) ve 2370 $^{\circ}C$ 'den erime noktasına kadar kübik (k) olmak üzere üç farklı fazda bulunmaktadır (Liu ve Essig, 2008;

Miyazaki ve ark., 2013). Zirkonya, oda sıcaklığında monoklinik fazda iken, fırınlama gibi yüksek sıcaklıklarda tetragonal fazda bulunmaktadır. Fırınlanmanın ardından oda sıcaklığına gelme esnasında t→m faz değişimi meydana gelir. Bu faz değişimi sırasında monoklinik kristallerin hacimce daha büyük olması sebebiyle materyalde yaklaşık %4'lük bir hacim artışı görülmektedir. Soğuma aşamasında hacimde meydana gelen bu ani artış, materyal içerisinde yüksek gerilime ve seramik yapıda istenmeyen çatlakların oluşumuna yol açmaktadır. Bu durum saf zirkonyadan sinterlenmiş seramik üretimini imkansız hale getirmektedir. Meydana gelebilecek kırıkları önlemek amacıyla materyalin içerisine seryum oksit (CeO₂), magnezyum oksit (MgO) veya itriyum oksit (Y₂O₃) gibi stabilize edici oksitlerin eklenmesi ile oda sıcaklığında stabilize zirkonya elde edilmektedir.

4.3.2.1.1. Transformasyon doyunluğu

Çeşitli yöntemlerle oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilen zirkonya materyali, yarı-kararlı bir yapıya sahiptir. Bu özellik materyalin tetragonal fazdan monoklinik faza geçmek için gerekli enerjiyi içinde barındırmasını sağlamaktadır (Curtis ve ark., 2006). Aşındırma gibi yüksek lokalize stresler, seramik yüzeyinde oluşan bir çatlağın yarattığı stres, kumlama ve ısıtma yaşlandırma gibi mekanik uyarılara yanıt olarak da t→m faz dönüşümü meydana gelebilir (Lughi ve Sergio, 2010; Piconi ve Maccauro, 1999). Bu faz dönüşümü sonucu oluşan hacim artışı, çatlağın çevresinde kompresif stresler oluşmasına neden olur. Böylelikle mikro çatlakların ilerlemesi durdurulmuş olmaktadır. Materyalin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümüne, 'transformasyon doyunluğu' (phase transformation toughening, PTT) denmektedir. (Silva ve ark., 2010). Öte yandan yapılan çalışmalar, transformasyon doyunluğunun mikro çatlakların oluşumunu ve ilerlemesini engellemediği, yalnızca mikro çatlakların büyüyerek materyalin içerisinde yayılmasını zorlaştırdığı gözlenmiştir (Raigrodski, 2004).

4.3.2.1.2. Düşük ısılarda bozulma

Zirkonya kristalleri, 150-400 °C arasındaki düşük ısılarda ve özellikle ortamda suyun varlığında geri dönüşümsüz olarak tetragonal fazdan daha güçsüz olan monoklinik faza dönüşüm geçirebilir. Bu durum fiziksel özellikleri zayıflatarak zirkonya partiküllerinin yüzeyden ayrılıp mikro çatlaklar oluşturmasına neden olmaktadır (Chen ve ark., 2016; Denry ve Kelly, 2008; Miyazaki ve ark., 2013; Zarone ve ark., 2011). Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm 'düşük ısılarda bozulma (low temperature degradation) fenomeni olarak adlandırılmaktadır (Lughi ve Sergio, 2010; Sorrentino ve ark., 2019). Düşük ısılarda bozulma (LTD), kristal boyutu, sıcaklık, yüzeydeki düzensizlikler, üretim teknikleri, stabilize edici oksitlerin yüzdesi

ve dağılımı, mekanik stres ve su varlığı gibi çeşitli değişkenlerden etkilenen çok faktörlü bir olgudur. Bu durum, mikro çatlakların oluşması, yapının zayıflaması, aşınma ve plak birikiminin artması gibi erken dönem başarısızlıklara neden olabilmektedir (Mota ve ark., 2017; Wille ve ark., 2018).

4.3.2.1.3. Yttrium-tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP)

Saf zirkonya yapısına yaklaşık %2-3 mol Y_2O_3 ilavesi ile dişhekimliğinde kullanılan, sinterlenebilen tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) elde edilmektedir. İttriya ilavesi ile fırınlama esnasında artan sıcaklık koşulları altında kristal yapının transformasyonu stabilize edilir ve zirkonyumun fiziksel özellikleri arttırılır (Bona ve ark., 2015; Miyazaki ve ark., 2013). Bu sayede Y-TZP, 900-1000 MPa bükülme dayanımına ve 4-5 MPa kırılma sertliğine sahip olmaktadır. Y-TZP'nin üstün mekanik özelliklerinin bir başka sebebi ise çatlak ve kırığa karşı yüksek dirençli olmasıdır (Silva ve ark., 2017).

4.3.2.1.4. 3Y-TZP

Diş hekimliğinde kullanılan ilk zirkonya blokların tümü, sinterlendikten sonra %98 oranında yarı kararlı tetragonal fazdan oluşan 0,5 μm boyutunda homojen dağılım gösteren 3Y-TZP tanecik yapısındadır. Tanecik boyutu kritik boyutun ($< 0,3 \mu m$) altına düştüğünde, $t \rightarrow m$ dönüşüm eğilimi azalarak materyalin dayanıklılığının düşmesi ile sonuçlanmaktadır (Kelly ve Denry, 2008).

Cam seramikler ile karşılaştırıldığında, zirkonya yüksek kırılma indeksi sebebiyle opak bir yapıya sahiptir. Zirkonyanın optik özellikleri, sinterleme sıcaklığı, yapısındaki stabiliz edici oksit miktarı, pörözite varlığı, polikristallerin oryantasyonu ve çökeltilmiş Al_2O_3 tanecikleri gibi farklı faktörlerden etkilenmektedir (Kontonasaki ve ark., 2019; Mahmood ve ark., 2016).

3Y-TZP'nin zayıf estetik özellikleri, materyalin daha estetik yapıya sahip porselen ile veneerlenmesini gerekli kılmaktadır (Kim ve Kim, 2016). Üst yapı porseleninin düşük bükülme dayanımı, kırılma direnci ve zirkonyanınkinden farklı termal genişleme katsayısı, iki yapı arasında bağlantı problemlerine, yüzeyel porselen ayrılmalarına ve restorasyonun iç streslere dayanıklılığın azalarak kırık ve çatlaklara yol açmaktadır (Liu ve ark., 2012; Stawarczyk ve ark., 2017). Günümüzde bu tip başarısızlıkların önüne geçilebilmesi için anatomik konturlu monolitik zirkonya restorasyonlar, herhangi bir veneerleme prosedürüne ihtiyaç duymaksızın üretilmeye başlamıştır (Jerman ve ark., 2021).

4.3.2.1.5. 4Y-TZP ve 5Y-TZP

2015 yılında zirkonyanın içerisinde eklenen Y_2O_3 oranının artırılması sonucu yapısında yarı kararlı tetragonal faz ile birlikte kübik faz içeren yeni nesil translüsent zirkonya geliştirilmiştir. Kübik fazın miktarı 4Y-TZP'de %25 oranındayken 5Y-TZP'de %50'ye kadar çıkmaktadır (Kwon ve ark., 2018; Stawarczyk ve ark., 2017).

Materyalin mikroyapısı translüsentliği etkileyen faktörlerden biridir. 4Y-TZP ve 5Y-TZP'deki tanecikler 3Y-TZP'nin taneciklerinden daha büyük ve düzenlidir, bu sayede materyalin içerisinde daha az ışık kırılması gerçekleşerek daha translüsent bir görüntü ortaya çıkmaktadır (Jansen ve ark., 2019).

Materyalin artan translüsentliğinin ana sebebi stabilize edici ajanlar ile yapıya kübik fazın eklenmesidir. Zirkonyanın yapısındaki kübik faz izotropik özellikte olduğu için tetragonal fazın çift kırılmasını önler ve optik saçılma katsayısını azaltır (Klimke ve ark., 2011; Stawarczyk ve ark., 2017; Zhang ve ark., 2019). Translüsent zirkonyanın tek dezavantajı ise tüm bu değişiklikler sebebiyle translüsentliği artarken mekanik özelliklerinin 3Y-TZP'ye göre azalmasıdır (Carrabba ve ark., 2017; Kwon ve ark., 2018; Zhang ve ark., 2017).

CAD/CAM sistemleri için yüksek translüsenansiye sahip zirkonya bloklar son zamanlarda dental piyasaya tanıtılmıştır. Bu bloklara CEREC Zirconia (Dentsply Sirona), Katana Zirconia Block (Kuraray Noritake Dental, Inc), VITA YZ (VITA Zahnfabrik), Lava Zirkonyum Blok (3M ESPE) ve IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent) örnek gösterilebilir (Blatz ve Conejo, 2019).

4.3.2.1.6. IPS e.max ZirCAD Prime

Son zamanlarda, protetik restorasyonların estetik özelliklerini daha da geliştirmek için çok üreticiler tarafından çok katmanlı zirkonya sistemleri geliştirilmektedir. Çok katmanlı zirkonya tasarımı, doğal dişlerde gözlemlenen renk geçişlerini taklit etmeyi amaçlamaktadır. Bu materyaller ile birlikte elde edilmeye çalışılan restorasyonun insizal kısmında şeffaf, kole bölgesine doğru ilerledikçe kroma ve opasitenin artmasıdır (Kolakarnprasert ve ark., 2019).

Günümüzde üç jenerasyon zirkonya materyallerinin özelliklerini bir arada barındıran, farklı renk geçişlerine izin veren, mükemmel mekanik özelliklere ve estetiğe sahip dayanım gradyanlı monolitik zirkonya bloklar üretilmeye başlanmıştır. (Stawarczyk B, 2017) Dayanım gradyanlı monolitik zirkonya bloklar, insizal, orta 1/3 ve kole bölgesi olmak üzere üç bölgeden oluşmaktadır. İnsizal bölge, estetiğin daha ön planda olması sebebiyle ağırlıklı olarak 5Y-TZP'den oluşmakta iken orta 1/3 ve kole bölgesi mekanik özelliklerinin daha yüksek olduğu 3Y-TZP ve 4Y-TZP'den oluşmaktadır. (Schönhoff LM, 2021)

IPS e.max ZirCAD Prime materyali, Ivoclar Vivadent (Schaan, Liecshtein) firması tarafından piyasaya sürülmüş olan yeni dayanım gradyanlı monolitik zirkonya materyalidir. En yüksek düzeyde dayanıklılık ve estetik özellikler için 3Y-TZP ve 5Y-TZP seramikleri özel bir üretim süreci olan “Gradyan Teknolojisi” kullanılarak bir araya getirilmektedir. Zirkonya blok üretici firma tarafından 3 mm’lik insizal, 4 mm’lik geçiş ve 9 mm’lik dentin olmak üzere 3 katmana ayrılmıştır. İnsizal katmanın bükülme dayanımı 650 MPa, dentin katmanınıninki ise 1200 MPa olarak bildirilmiştir (Ivoclar Vivadent, 2022). Materyalin anterior ve posterior bölgelerde maksimum 2 bitişik pontik olacak şekilde 14 üyeli restorasyonlara kadar kullanılabilceği üretici firma tarafından bildirilmiştir. Dayanım gradyanlı monolitik zirkonya bloklar piyasada mevcut olsa dahi, bu materyallerle ilgili bilimsel veriler oldukça sınırlıdır. (Schönhoof LM, 2021)

4.3.3. Rezin matriks seramikler

İnterpenetre mikroyapı konseptinin diş hekimliğinde kullanılmaya başlanması ile birlikte seramik ve kompozit materyallerin özelliklerini birleştiren rezin matriks seramikler piyasaya tanıtılmıştır (El Zhawi ve ark., 2016). Bu materyaller; porselen, cam ve cam-seramikten oluşan inorganik materyal içerisinde yüksek oranda doldurulmuş organik matriksten oluşmaktadır. İnorganik içeriklerine bağlı olarak üç alt gruba ayrılmaktadırlar: rezin nanoseramikler, rezin matriks içerisinde cam seramikler, rezin matriks içerisinde zirkonya-silika seramikler (Gracis ve ark., 2015).

İlk jenerasyon rezin matriks seramik, yapısında %85 zirkonya ve silika partikülleri ile doldurulmuş polimer matriksten oluşmaktadır (Mainjot ve ark., 2016). Daha sonra piyasaya rezin nanoseramikler tanıtılmıştır. Rezin nanoseramikler ağırlıkça %80 oranında nanoseramik partiküllerden meydana gelmektedirler. Nanopartiküllerin materyalin mikro yapısına dahil edilmesi; cilalanabilirliği yüksek, parlaklığını koruyabilen, çiğneme stresinin yüksek olduğu alanlarda kullanılabilen, yüksek aşınma direncine sahip restoratif materyallerin elde edilmesini sağlamaktadır (Alves De Lucena ve ark., 2021).

Rezin matriks seramiklerin elastik modülü dentine yakın olup kolaylıkla frezelebilmekte ve dijital olarak üretilebilmektedirler. Cam seramikler ile karşılaştırıldıklarında, rezin matriks seramikler daha esnektir, sertlikleri daha azdır, cilalanabilirlikleri daha yüksektir ve antagonist dişe karşı daha az aşındırıcılardır (Lim ve ark., 2010). Frezeleme sırasında marjinal kenarlarda meydana gelebilecek kırık ve çatlaklara seramiklere kıyasla daha dayanıklıdırlar (Shelly ve ark., 2015). Gerektiğinde okluzal ayarlanabilirlikleri daha kolaydır fakat estetik özellikleri daha düşüktür. Cam seramikler ise aşınmaya karşı daha dirençli, biyolojik olarak daha uyumlu ve

renk değişikliklerine karşı daha dayanıklı olsalar da çatlak ve kırık riskine karşı daha duyarlıdırlar. Rezin matriks seramiklerin üretilme amacı, bu iki materyalin pozitif özelliklerini, moleküler yapılarını değiştirebilecek herhangi bir fiziksel-kimyasal değişiklik olmadan ve mekanik özelliklerini etkilemeden, frezelenmeye hazır kompakt bloklar halinde üretmektir (Alves De Lucena ve ark., 2021).

Rezin nanoseramiklere örnek olarak Katana Avencia Block (Kuraray Noritake, Inc, Tokyo, Japonya), Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya), Lava Ultimate (3M ESPE), Grandio Blocs (VOCO, Cuxhaven, Almanya) verilebilmektedir (Blatz ve Conejo, 2019). Son dönemlerde ise, polimer infiltre seramik aę (PICN-polimer infiltre seramik aę) yapısına sahip materyaller piyasaya sürülmüştür. Bu materyaller rezin kompozitlerden farklı olarak bir polimer ve bir seramikten oluşan iki bağlanmış aę yapısından oluşmaktadır (Lawson ve ark., 2016).

4.3.3.1. Cerasmart

Üretici firma tarafından hibrit nanoseramik olarak adlandırılan Cerasmart materyali, kuvveti absorbe etmesi ve esneklik kabiliyeti ile ön plana çıkmaktadır. Polimer matriks yapısı sayesinde gelen kuvvetleri homojen ve eşit olarak dağıtabilmektedir. Ağırlıkça %71 oranında baryum ve silika içermektedir. Rezin matriks ise DMA, UDMA VE BisMEEP'ten oluşmaktadır (GC Cerasmart Product Description; 2019).

Endikasyonları arasında inley, onley, veneer restorasyonlar, diş üstü ve implant üstü kron restorasyonlar yer almaktadır. Ekstra sinterleme ve fırınlama işlemlerine ihtiyaç duymaması, kolaylıkla intraoral düzenleme ve tamir işlemlerinin yapılabilmesi materyalin avantajlarındanndır. (GC Cerasmart Product Description; 2019).

Restorasyon üretilen sonra, renk karakterizasyonu ve glaze işlemleri için “Optiglaze color” kullanılabilir. Bu aşamada öncelikle restorasyon 25-50 µm Al₂O₃ ile kumlanır. Ardından ultrasonik banyo içinde temizlenir. Son olarak istenen estetik düzenleme ve glaze uygulaması gerçekleştirilir. Uygulama sonrası bu ajanlar ışık cihazı ile sertleştirilmektedir (Güth ve ark., 2013; GC Cerasmart Product Description; 2014).

4.4. Aşınma

Aşınma, esas olarak mekanik etkilerden kaynaklanan, temas ve bağlı hareket halindeki yüzeylerden parçacıkların kademeli olarak kopması sonucu bileşenin boyutunda gözlenen istenmeyen değişiklik olarak tanımlanmaktadır (Branco ve ark., 2020). İki yüzey arasındaki aşınma yüzeylerin yapısı, etkileşim koşulları ve çevre ve yüzey özellikleri olmak üzere üç ana unsurdan etkilenir (Tsujimoto ve ark., 2018).

4.4.1. Aşınma mekanizmaları

Mekanizmalarına göre aşınma adezyon aşınması, abrazyon aşınması, yorulma aşınması ve korozyon aşınması olarak 4 ana başlık altında değerlendirilmektedir (Mair ve ark., 1996).

4.4.1.1. Adezyon aşınması

Temas eden iki yüzey, bir yük tarafından birbirine bastırıldığında temas noktalarında baskı meydana gelir. Sürtünme hareketi esnasında bu baskı noktalarında çekme kuvvetleri oluşur ve yüzey deformasyona uğrar. Bu deformasyon yüzeyde çatlaklar ve kopmalar oluşmasına neden olarak bir yüzeyden diğerine parçacık geçişine neden olabilir. Diğer yüzeye aktarılan bu parçacıklar yeni yüzeye yapışarak kalabilir veya orijinal yüzeye geri dönebilir. Bazı durumlarda kopan parçacıklar toplanıp dağılarak abrazif aşınmaya da katkı sağlayabilir (Gatti, 2004; Turssi ve ark., 2003).

Çiğneme hareketi sırasında dişler birbirleriyle temas içerisindedirler ve kontakt noktaları üzerinden kayma hareketi gerçekleştirirler. Tükürük oral kavite içerisinde lubrikant görevi görerek yüzeyler arasında akıcı bir tabaka oluşmasını sağlar. Böylelikle dişler arasında oluşan sürtünme azalarak oluşacak aşınma miktarı minimize edilmiş olmaktadır (Tsujimoto ve ark., 2018).

4.4.1.2. Abrazyon aşınması

Abrazyon aşınması, karşıt yüzeydeki sert çıkıntılar ve/veya iki yüzey arasındaki sert parçacıklar sebebiyle orijinal yüzeyden materyalin kazınması olarak tanımlanmaktadır. Abrazyon aşınması 2 boyutlu veya 3 boyutlu olarak gerçekleşebilmektedir (Ferracane, 2001).

Abrazyon aşınması, ağız ortamında diş-diş ve/veya diş-restorasyon arasında gerçekleşen önemli bir aşınma mekanizmasıdır. Diş fırçalamadan kaynaklanan aşınma, maruz kalan tüm yüzeyleri, özellikle sınıf III ve sınıf IV kavite bölgelerini, etkilerken oklüzal aşınma kontakt yüzeyleriyle sınırlıdır (Cavalcante ve ark., 2009). Oklüzal temas noktalarında iki boyutlu aşınma gözlenirken oklüzal temasın olmadığı bölgelerde gıdaların etkisiyle üç boyutlu aşınma gözlenmektedir (Kootathape ve ark., 2012).

4.4.1.3. Yorulma aşınması

Yorulma aşınması, kontakt noktalarının tekrarlayan yük alması sonucu, materyalin iç yapısında oluşan stres nedeniyle restorasyonun yüzeyinde mikroçatlaklar oluşması olarak tanımlanmaktadır. Buna ek olarak kayma hareketi sebebiyle restorasyonun oklüzal yüzeyinde oluşan stres alanları büyüyebilmektedir. Oluşan bu çatlaklar genişledikçe birleşerek yüzeyden

parçacıkların ayrılmasına neden olabilir. Bu parçacıklar, diş yüzeyi üzerinde abrazyon aşınmasına katkıda bulunabilir. Oral kavitede çiğneme esnasında karşıt arktaki dişlerin tekrarlayan kontakları sonucu dişlerde ve restoratif materyallerde yorulma aşınması görülmektedir (Mair, 1994; McCabe ve ark., 2000).

4.4.1.4. Korozyon aşınması

Birbirleriyle temas halinde olan yüzeyler ve çevre arasındaki kimyasal reaksiyondan kaynaklanan aşınma olarak tanımlanmaktadır. Çoğu durumda, bu reaksiyon başlangıçta hızlıdır, ancak alttaki yüzeyi koruyan kohesiv film tabakasının oluşmasıyla hızı azalarak durabilir. Bununla birlikte, iki yüzey arasında gerçekleşen kayma hareketi sonucu kohesiv film tabakası kaldırılabilir ve reaksiyona girmemiş materyal korozyona uğramaya devam edebilir. Ağız kavitesindeki dişler ve restorasyonlar yiyecek, içecek, bakteri ürünleri ve tükürükte bulunan koroziv kimyasallara maruz kalmaktadırlar (de Paula ve ark., 2011; Ferracane, 2001).

4.4.2. Diş aşınmasının etiyolojisi

Diş aşınması gelişimsel defektler, çürük ve travma harici nedenlerle diş sert dokusunun kaybı olarak tanımlanmaktadır (Hattab ve Yassin, 2000; Smith ve Knight, 1984). Dişler; mine tabakasının kompakt ve düzenli mikroyapısı ve tükürüğün lubrikant ve remineralizasyon ajanı olarak görev yapması sayesinde yüksek aşınma direncine sahiptirler (Zhou ve ark., 2013). Bununla birlikte çiğneme, çevresel ve patolojik faktörlerin bir araya gelmesiyle geri dönüşümsüz kümülatif diş aşınmasının gerçekleşmesi kaçınılmazdır (Roy ve Basu, 2008; Zhou ve Zheng, 2008). Farklı diş grupları farklı oranlarda aşınmaya maruz kalmaktadırlar. Anterior kesiciler en büyük aşınmaya (%97), ardından büyük azılar (%85), onu takiben kaninler (%74), en az aşınmaya ise küçük azı dişleri (%60-68) maruz kalmaktadır (Sun ve ark., 2017).

Diş aşınması fizyolojik ve patolojik olarak gerçekleşebilir. Fizyolojik aşınma, çiğneme fonksiyonu sırasında diş ve besin yüzeylerinin birbirlerine teması ve komşu dişler arasındaki sürtünme sebebiyle interproksimal diş yüzeylerinde oluşabilir (Davies ve ark., 2002; Kaidonis, 2008). Öte yandan patolojik aşınma, tedavi gerektirebilecek anormal yıkım ile karakterizedir ve göz ardı edilemez diş sert doku kaybını temsil eder (Bartlett ve ark., 2011). Patolojik aşınma hem çocuklarda hem de yetişkinlerde görülebilen yaygın bir klinik bulgu olarak kabul edilir ve prevelansı yaş ile birlikte artar (Van't Spijker ve ark., 2009). Aşınma miktarı, klinik belirtilerin ciddiyetinin önemli bir belirleyicisidir. Diş aşınması okluzal dikey boyut kaybına, temporomandibular eklem rahatsızlıklarına, estetik problemlere, çiğneme fonksiyonunun azalmasına, dişlerde hipersensitivite ve mobiliteye yol açabilmektedir (DeLong, 2006; Jung ve ark., 2010; Mundhe ve ark., 2015).

Çiğneme sırasında gerçekleşen aşınma gıdaların reolojik (akım davranışı ve kayma, sıkıştırma ve uzama sırasındaki deformasyon), mekanik (sertlik, kırılabilirlik) ve geometrik (boyut ve şekil) özelliklerinden etkilenir (Chen, 2009; Stokes ve ark., 2013). Ayrıca yiyecek ve içeceklerin tüketilmesi sıcaklık (0-55 °C) ve pH (1-10) değişikliklerine yol açarak termal streslere ve diş dokularında demineralizasyona neden olabilir (Stumpf, 2009; Zheng ve ark., 2011). Çiğneme sırasında dişlerin kayma mesafesi yaklaşık 0,9 – 1,2 mm'dir ve normal çiğneme kuvveti 3 – 36 N arasında seyretmektedir. Bu kuvvetler diş tipine göre değişir ve daha yüksek değerlere (150 – 800 N) ulaşabilir (Wang ve ark., 2012).

Uyku sırasında diş gıcırdatmaya ve/veya sıkılaşmaya karşılık gelen brüksizm gibi oral patolojiler, genel popülasyonda %8 - %31,4 arasında değişen bir prevalans göstermektedir (Gholampour ve ark., 2019). Bruksizm dişler arasında doğrudan teması ve sürtünmeyi içerir ve bu nedenle aşırı aşınmaya neden olabilir (Gholampour ve ark., 2019; Lewis ve Dwyer-Joyce, 2005). Literatürde brüksist hastalarda ortalama çiğneme kuvvetleri 105-420 N ile 900 N arasında bildirilmiştir (Dıraçoğlu ve ark., 2011).

Diş hekimliğinde, sert doku kaybının belirli mekanizmalarını tanımlamak için erozyon, abrazyon, atrizyon ve abfraksiyon terimleri yaygın olarak kullanılmaktadır (Mair, 1992; Mair ve ark., 1996). Bu mekanizmalar kimyasal kaynaklı olanlar (örn. erozyon) ve fiziksel kaynaklı olanlar (örn. aşınma, atrizyon) olmak üzere iki farklı kategoriye ayrılır. Bireyin yaşamı boyunca diş dokuları hem kimyasal hem de fiziksel etkenlere maruz kalmaktadır. Ağızda tek bir aşınma mekanizmasının görülmesine nadiren rastlanır, bu sebeple diş aşınmasının multifaktöriyel bir süreç olduğu bilinmektedir. Bir mekanizma daha baskın olabilirken iki veya daha fazla mekanizmanın etkileşimi sonucu sert doku kaybı gerçekleşmektedir (Pickles, 2006). Ana etkileşim fiziksel kaynaklı mekanizmalar ile erozyon arasında gerçekleşmektedir, çünkü erozyon hem sert dokuyu diş yüzeyinden doğrudan uzaklaştırır hem de diş yüzeylerini mekanik aşınmaya daha duyarlı hale getirir (Shellis ve Addy, 2014). Diş aşınmasının etiolojisinin belirlenmesi başarılı tedavi yönetimi için esastır (Habsha, 1999).

4.4.3. Diş aşınma mekanizmaları

Diş aşınma mekanizmaları oluşumunda etkili olan faktörlere bağlı olarak atrizyon, abrazyon, abfraksiyon ve erozyon olmak sınıflandırılmaktadır (Tsujiimoto ve ark., 2018).

4.4.3.1. Atrizyon

Atrizyon, dişler arasında herhangi bir yabancı madde olmadan doğrudan temas yoluyla diş sert dokusunun mekanik olarak ortamdaki uzaklaştırılması olarak tanımlanmaktadır (Addy ve

Shellis, 2006; Branco ve ark., 2020; Chu ve ark., 2002; Davies ve ark., 2002; Shellis ve Addy, 2014). Bu mekanizma, diş-diş temaslarının yanı sıra diş-restorasyon ve restorasyon-restorasyon temasları ile de aşınmaya neden olmaktadır. Çiğneme ve brüksizm atrizyonun bilinen başlıca sebeplerindendir (Pickles, 2006).

Atrizyon sırasında gözlenen aşınma modelleri, bir diş yüzeyinin antagonistindeki diş yüzeyi ile temasa geçtiğinde oluşan çizilme ve oluklar sebebiyle ya da çatlak oluşumu sonucu parçacıkların kopma ve tabakalara ayrılması sonucu oluşmaktadır (Pickles, 2006). Atrizyon; pürüzsüz, parlak bir görünüme sahip ve mikroskobik olarak ince, paralel çiziklerle karakterize düz yüzeyler oluşturur. Atrizyona bağlı oklüzal aşınma, karşıt dişlerde eşit aşınma ve eşleşen fasetlerle karakterizedir (Kaidonis, 2008).

4.4.3.2. Abrazyon

Abrazyon, aşındırıcı diş etkenlerin diş yüzeylerine sürtünmesi veya diş yüzeyleri üzerinde kayması sonucu meydana gelen bir aşınma mekanizmasıdır (Addy ve Shellis, 2006). Bu mekanizma, sertliği diş yüzeyinden daha yüksek olan bir materyalin diş yüzeyi üzerinde yük altında kayması sonucu meydana gelmektedir (Pickles, 2006). Aşındırıcı gıdaların tüketimi, ağız hijyeni ürünlerinin aşırı veya kötüye kullanılması, güçlü ve yanlış fırçalama tekniği, kürdan ve misvak kullanımı, tütün çiğnenmesi, dişler arasında düzenli saç tokası/ kalem ısırılması, çekirdek tüketimi gibi faktörlerin abrazyona neden olduğu bildirilmektedir (Litonjua ve ark., 2005; Warreth ve ark., 2019).

Diş dokusunun abrazyona uğrayabilmesi için diş ile temasta olan cismin mine veya dentin dokusundan daha sert bir yüzeye sahip olması gerekmektedir. Mine oldukça yüksek bir sertliğe (4-5 Gpa) sahiptir, bu durum mineyi birçok mekanik saldırıya karşı dirençli kılmaktadır. Buna karşılık dentin dokusu mineden çok daha yumuşak olduğu (0,5 Gpa) için abrazyona karşı daha savunmasızdır (Pickles, 2006). Aşındırıcı yapıda diyetle sahip bireylerde dentin, tüberkül tepelerindeki minenin aşınmasının ardından hızla abrazyona uğramaktadır. Abrazyona uğramış dentin yüzeyleri smear tabakasıyla kaplanır ve dentin tübüllerini tıkar, böylelikle erozyona uğramış dişlerin aksine bu hastalarda hassasiyet problemleri ile karşılaşılması nadirdir (Kaidonis, 2008; Shellis ve Addy, 2014).

Klinik olarak abrazyon; dişlerin oklüzal yüzeylerinde, bir veya daha fazla dişin fasiyal yüzeylerinin servikal bölgelerinde V şeklinde çentikler olarak görülmektedir. Keskin bir şekilde tanımlanmış kenarlar ve pürüzsüz yüzeyler ile karakterize edilirler. Erozyon ve abfraksiyon gibi diğer mekanizmaların abrazyon lezyonlarının gelişiminde rol oynayabilmeleri aşınma

bölgelerinin hangi mekanizmadan kaynaklandığının tespit edilmesini zorlaştırmaktadır (Davies ve ark., 2002; Litonjua ve ark., 2005).

4.4.3.3. Abfraksiyon

Abfraksiyon, biyomekanik oklüzal yüklerin ve bir dizi aşınma mekanizmasının etkileşimi sonucu oluşan çatlak büyümesi nedeniyle servikal sınıra yakın sert doku kaybı olarak tanımlanmaktadır (Pickles, 2006). Abfraksiyon teorisi, servikal bölgeye gelen kompresif oklüzal kuvvetler ve çekme stresleri sonucunda mine ve dentinin hidroksiapatit kristallerinde meydana gelen mikro çatlakların diş dokusunda oluşturduğu deformasyon nedeniyle gerçekleştiğini savunmaktadır (Chu ve ark., 2002; Lee ve ark., 2002; Rees, 2006). Mine ve dentinde oluşan çatlaklar büyüdükçe materyalin koparak ortamdaki uzaklaşmasıyla karakteristik 'v' şeklinde çentik lezyonu oluşmaktadır. Ek olarak, erozyon ve /veya abrazyonun servikal bölgeyi zayıflatması ve aşınma sürecini hızlandırması sonucu kompleks abfraksiyon lezyonları meydana gelebilmektedir (Pickles, 2006).

4.4.3.4. Erozyon

Erozyon, diş sert dokusunun bakteri kaynaklı olmayan asidik kimyasallar tarafından çözünmesi olarak tanımlanmaktadır. Erozyon, intrinsik (örn. mide asidi) veya ekstrinsik (örn. diyet) kaynaklardan kaynaklanabilir. Bu kaynaklar genellikle meyveler veya asitli içecekler gibi asitli gıdaların tüketilmesi sonucu veya mide asitlerinin ağız boşluğuna geri akışının mevcut olduğu tıbbi durumlarla ilişkilidir. (Pickles, 2006)

Erozyonun neden olduğu hasarın şiddeti, ilgili asidin türü, konsantrasyonu, sıcaklığı ve diş yüzeyleriyle temas süresi gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (West ve ark., 2000). pH, asitlik derecesi, iyon konsantrasyonları, yüzeyin aside maruz kalma sıklığı ve yöntemi gibi diğer faktörler de aşındırma potansiyelini etkilemektedir (Barbour ve Rees, 2006).

Mine, esas olarak prizmatik bir yapı oluşturmak üzere hizalanan hidroksiapatik kristallerinden oluşmaktadır ve nötr pH koşulları altında suda çok az çözünen sert, dayanıklı bir dokudur. Tükürük ve dişeti oluşturan sıvısının kalsiyum ve fosfat iyonları ile aşırı doygunluğu, hidroksiapatit kristallerinin çözünmesini engelleyerek dişin yapısal bütünlüğünü korumaktadır fakat ağız ortamının pH dengesinin asidik yöne kayması sonucu bu denge bozulur (Pickles, 2006). Ağız ortamı, minenin erozyona duyarlı hale geldiği kritik pH 5,5'in altına indiğinde hidroksiapatit kristalleri çözülmeye başlayarak erozyon meydana gelir (Barbour ve Rees, 2006). Dentin, erozyona karşı mineden daha hassastır ve pH 6,0 gibi yüksek bir değerde erozyona uğrayabilir (Vanuspong ve ark., 2002; Zebrauskas ve ark., 2014).

4.4.4. Restoratif materyallerin aşınma ve aşındırma özellikleri

Protetik restoratif materyallerin ağız ortamında başarılı olabilmeleri için şiddetli mekanik, kimyasal ve termal oral çevresel faktörlere dayanıklı olmaları gerekmektedir. Buna ek olarak, diş yapısına kalıcı olarak bağlanmalı ve diş dokularına benzer özellikler göstermelidirler (Branco ve ark., 2020). Dental restorasyonların ömrü, materyalin çiğneme kuvveti altındaki yorgunluk ve aşınma özelliklerine bağlıdır (Kruzic ve ark., 2018). Restoratif materyallerin aşındırma ve aşınma özellikleri fiziksel, mikroyapısal, kimyasal faktörler ve yüzey özellikleri olmak üzere dört ana başlık altında incelenebilir.

4.4.4.1. Fiziksel faktörler

Dental seramikler laboratuvar aşamalarında ve ağızda kaldıkları süre boyunca belirli kuvvetlere ve mekanik değişikliklere maruz kalmaktadırlar. Materyalin fiziksel özellikleri bu kuvvetlere yetecek boyutta olmalıdır. Bir materyalin ağız ortamına uygunluğu onun fiziksel özelliklerinin bir arada değerlendirilmesini gerektirir (Hara, 2001).

Aşınma direnci de materyalin fiziksel özelliklerinden biridir ve belli oranlarda diğer fiziksel özellikleri ile etkileşim içerisindedir. Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerde meydana gelen aşınma miktarında, sertlik, sürtünme direnci ve kırılma sertliği gibi fiziksel faktörlerin etkili olduğu bilinmektedir (Oh, 2002).

4.4.4.1.1. Sertlik

Bir cisme uygulanan kuvvete karşı cismin gösterdiği direnç, sertlik olarak tanımlanmaktadır. Cismin sertliği ile plastik deformasyona karşı gösterdiği dayanıklılık doğru orantılı olarak değişmektedir (Peşkersoy, 2013). Sertlik, malzeme yüzeyinin kalıcı deformasyona uğratılması ile veya bir girinti ile penetrasyona karşı direnci ölçülerek belirlenmektedir. Diş hekimliğinde materyallerin sertlik değerlerini belirlemek için Brinell, Knoop, Vickers ve Rockwell testleri sıklıkla kullanılmaktadır (O'Brien, 2002).

Dental restorasyonlarda kullanılan çoğu seramiğin sertlik değeri, minenin sertlik değerinden daha yüksek değerlere sahiptir (Oh, 2002). Eskiden yüksek sertlik derecesine sahip seramiklerin karşıt arka daha fazla aşınmaya neden oldukları öne sürülmüştür (Hudson ve ark., 1995; Jagger ve ark., 1995). Güncel literatürde ise bir restoratif materyalin sertliğinin, tek başına o materyalin aşındırma özelliğinde belirleyici olamayacağı düşünülmektedir (Başer, 2014; Maier, 2021). Seramik materyaller, antagonistindeki seramik veya mine üzerinde kayma hareketi yaptığında plastik deformasyon ile değil, kırılma sonucu aşınma gerçekleşmektedir. Özellikle, aşınma ile sertlik arasında doğru orantılı bir ilişki kırılğan materyaller için geçerli değildir.

4.4.4.1.2. Sürtünme direnci

İki cisim birbirine temas ederek kayma hareketi gerçekleştirdiklerinde, lateral kaymaya karşı direnç hareketin kendisine, temas halindeki materyallerin yüzey özelliklerine ve ortama bağlı olarak değişmektedir (Anusavice, 1996). Çiğneme hareketi sagittal, frontal ve horizontal olmak üzere 3 düzlemde tanımlanır ve ortaya çıkan çiğneme hareketleri 3 boyutta da aynı anda meydana gelir. Bu duruma ek olarak, doğal dişlerin morfolojisi düz değil, çeşitli şekil ve boyutlardaki tüberkül ve fossalardan meydana gelmektedir. Tüm bu sebeplerden dolayı çiğneme fonksiyonunun lateral ve protrusiv hareketleri sırasında dişler arasında değişen derecelerde kayma hareketi gerçekleşmektedir (Parnia F, 2008) Bu durum bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar sergileyen hastalarda daha belirgin şekilde gözlenebilmektedir (Reddy, 2014).

Sürtünme direnci, temas halindeki materyallere ve materyalin bulunduğu ortamdan da etkilenmektedir. Porselen-porselen arasında gözlenen sürtünmenin mine-mine arasındaki sürtünmeden 3 kat daha fazla olduğu bildirilmiştir. Sürtünme katsayısı, aşındırıcı yüzeyin dokusu, temas eden yapının şekli ve yüzey alanı gibi parametrelerden etkilenir. Pürüzlü yüzeylerin, yüksek yüklerin ve yüksek kayma hızlarının sürtünme katsayısını artırarak daha fazla aşınmaya neden olduğu gösterilmiştir (Tachibana, 2021; Wiedenmann ve ark., 2020; Zaim ve ark., 2022)

4.4.4.1.3. Kırılma sertliği

Kırılma sertliği, materyalin mikroyapısal özellikleri ile (kristal boyutu, oranı, dizilimi; cam fazın dağılımı; pörözite) değişkenlik gösteren, çatlak ucunda biriken stres yoğunluğuna ve çatlağın boyutuna bağlı olan bir özelliktir. Kırılma sertliği, çiğneme kuvvetleri altında materyalde oluşan çatlakların ilerlemesine karşı direnci olarak tanımlanmaktadır (Cesar ve ark., 2017).

Seramik restoratif materyallerde görülen aşınma paternlerinde kırılma sertliği önemli rol oynamaktadır. Bu tür aşınma sürecinde, porselenin zayıf noktalarından oluşan çatlak zamanla büyüyerek restorasyonun iç yüzeyinde yayılır ve materyalden küçük parçaların kırılıp kopması ile devam eder (Mecholsky, 1995).

Seramik materyalin çekme gerilimine karşı direncinin düşük olması, yüzeyden ufak parçaların kopmasına veya kırılmasına neden olur. Kopan bu parçalar çiğneme sırasında aşındırıcı etki göstererek aşınma hızının daha da artmasına sebep olur (Mecholsky, 1995).

4.4.4.2. Mikroyapısal faktörler

4.4.4.2.1. Pörözite

Laboratuvar aşamaları sırasında üretim basamakları sırasında meydana gelen problemler sebebiyle meydana gelen pörözite, dental seramiklerin estetiğini ve dayanıklılığını etkileyen bir faktördür. Pörözite %0'dan %10'a çıktığında dayanıklılık %50 azalabilmekte, yüzeyde lekelenme ve plak birikimi artabilmektedir (Başer, 2014).

Seramiğin içerdiği parçacık boyutu, matriksin vizkozitesi, fırınlama sıcaklığı ve tekniği pöröziteyi etkileyen faktörlerdir. Düşük vizkoziteye sahip matriksin yüksek sinterlenmesi, parçacık boyutunun 5 µm'den küçük olması ve yüksek fırınlama sıcaklıkları yüksek porözite ile ilişkilendirilen durumlardır (Matmuller ve ark., 1996).

Aşınma sebebiyle zaman içerisinde yüzeyin altındaki pöröziteler açığa çıkarsa, defektin yarattığı sert kenar ve köşeler karşıt dişte daha fazla aşınmaya neden olmaktadır (Başer, 2014; Jacobi ve ark., 1991).

4.4.4.2.2. Kristal yapı

Dental seramiğin matriksi içerisinde bulunan kristaller, yüksek sertlikleri nedeniyle yüksek aşınma ile ilişkilendirilmişlerdir. Kristallerin potansiyel aşındırıcılıkları, kristal parçacıkların tipine, içeriğine, boyutuna, morfolojisine ve dağılımlarına göre değişkenlik göstermektedir (; Başer, 2014; Kelly ve ark. 1996). Kristal yapının, dental restoratif materyallerin aşındırma derecelerini nasıl etkilediği literatürde net değildir. Bu sebeple, bir seramik materyalin aşınma özelliklerini sadece kristal miktarına dayalı olarak tahmin etmek uygun olmayabilir (Elsaka ve Elnaghy, 2016; Zhang, 2016; Zhang, 2019)

4.4.4.2.3. Seram tabakası ve makyaj

Seramiğin yüzeyinde oluşan seram tabakası, cam seramiğin dış yüzeyine dik kristalin çıkıntılar meydana getirir ve oluşan bu yapının minede fazla aşındırma yarattığı bildirilmektedir. Makyaj için kullanılan materyallerin, sert yapıda metal oksit pigmentleri içermeleri sebebiyle glazür tabakasının aşınması sonrası açığa çıkarak, mine yüzeyinde daha fazla aşınma meydana getirdiği de bildirilmektedir (Başer, 2014).

4.4.4.2.4. Yüzey bitirme yöntemlerinin etkisi

Düşük sıcaklıklarda gerçekleştirilen glazürleme aşaması, restorasyonda camsı bir yüzey oluşturulmasını sağlar ve seramik materyalin dayanıklılığını artırır. Literatürde glazür tabakasının antagonist dişte meydana gelen aşınmayı azalttığını belirten çalışmalar mevcut olsa

da günümüzde glazür tabakasının okluzal ayarlamalar nedeniyle ve/veya fonksiyon sonucu kısa bir süre içerisinde aşındığı bilinmektedir. Açığa çıkan yüzey yeterince cilalanmazsa karşıt dişte daha hızlı abrazyon aşınmaya, plak birikiminin artmasına ve seramik restorasyonun dayanıklılığının azalmasına neden olabilmektedir (Lawson, 2014; Wiedenmann ve ark., 2020; Zurek, 2019).

Son yirmi yılda, tam seramik protetik restorasyonların ideal özelliklere sahip olması için çok sayıda cam seramik, zirkonya ve rezin kompozit sistemleri geliştirilmiştir. Yeni geliştirilecek bir materyalde istenen özelliklerden biri de aşınma ve aşındırma direncinin mineninkine benzer olmasıdır. Son yıllarda, piyasaya yeni çıkartılan materyallerin aşınma ve aşındırma dirençlerinin incelendiği birçok çalışma bulunmaktadır. Yapılan çalışmalar Tablo 4.1'de gösterilmektedir. Literatür kapsamlı olarak incelendiğinde çiğneme simülatöründe test edilen döngü sayısı arttıkça materyallerde ve antagonistlerde oluşan aşınma miktarının arttığı görülmektedir (Tang ve ark., 2021; Wiedenmann ve ark., 2020). Buna ek olarak, cam seramik ve zirkonya içerikli materyallerin, hibrit seramik ve rezin kompozit içerikli materyallere göre daha az materyal aşınması gösterdikleri ortaya çıkmaktadır (Aladağ ve ark., 2019; Çakmak ve ark., 2023; De Angelis ve ark., 2020; Diken Turksayar ve ark., 2022; Maier ve ark., 2022; Matzinger ve ark., 2019; Yılmaz, 2020; Zaim ve ark., 2022)

Tablo 4.1. CAD/CAM seramik materyalleri kullanılarak yapılan aşınma ile ilgili çalışmalar

Araştırmacı ve yılı	Materyaller	Antagonist	Yüzey özellikleri	Test	Materyal aşınması	Antagonist aşınması
Çakmak ve ark. 2023	-Lityum disilikat cam seramik -Lösit bazlı cam seramik -Zirkonya ile güç. lityum silikat cam seramik -Zirkonya -Feldspatik cam seramik -Rezin matriks seramik	Mine	Glazelenmiş Cilalanmış	Çiğneme Simülatörü 250 000 döngü	-Rezin matriks seramik > diğer tüm materyaller -LD = Zirkonya ile güç. cam seramik = Cilalı Zirkonya > Glazeli Zirkonya -Materyalin cinsi aşınma miktarını etkilemektedir. -Materyalin yüzey özellikleri ile aşınma miktarı arasında bir ilişki bulunamamıştır.	-Materyalin cinsi ve yüzey özelliklerinin antagonist aşınmasına bir etkisi olmadığı ortaya konmuştur.
Maier ve ark. 2022	-3 farklı nano-hibrit rezin kompozit -Nano-seramik hibrit CAD/CAM blok -Nano-hibrit rezin kompozit CAD/CAM blok -Rezin matriks seramik -Lityum disilikat cam seramik -Amalgam -2 farklı 3Y-TZP zirkonya - Mine	Zirkonya (3Y-TZP)	Cilalanmış	2 boyutlu çiğneme simülatörü 1 200 000 döngü 3 boyutlu çiğneme simülatörü 200 000 döngü	-Nano-hibrit rezin kompozit materyaller = Amalgam > LD = Rezin matriks seramik > Mine	-Zirkonya antagonistler herhangi bir aşınma sergilememişlerdir.
Diken Turksayar ve ark. 2022	-Rezin matriks seramik (Cerasmart) -Rezin kompozit -Yüksek performans polimer, BioHPP -Lityum disilikat cam seramik	Mine	-	Çiğneme Simülatörü 240 000 döngü	-Rezin kompozit > Cam seramik içeren materyaller > BioHPP	-

Tablo 4.1. CAD/CAM seramik materyalleri kullanılarak yapılan aşınma ile ilgili çalışmalar (Devam)

Araştırmacı ve yılı	Materyaller	Antagonist	Yüzey özellikleri	Test	Materyal aşınması	Antagonist aşınması
Fouda ve ark. 2022	-Kısmi kristalize lityum disilikat cam seramik -Tam kristalize lityum disilikat cam seramik -Zirkonya ile güç. lityum silikat -Süper-translüsent monolitik zirkonya -Ultra-translüsent monolitik zirkonya	Mine	-	Çiğneme Simülatörü 200 000 döngü	-Zirkonya grupları < Tam krist. LD < Kısmi krist. LD = Zirkonya ile güç. LS	-Zirkonya grupları < Tam krist. LD = Kısmi krist. LD = Zirkonya ile güç. LS
Ozkır ve ark. 2021	- Monolitik zirkonya - Zirkonya ile güç. lityum silikat -Lityum disilikat cam seramik -Feldspatik seramik -2 farklı rezin kompozit	Monolitik zirkonya	Cilalanmış	2 boyutlu pin-on disk 200 000 döngü	-Zirkonya < Lityum disilikat = Feldspatik seramik < Zirkonya ile güç. lityum silikat = 2 farklı kompozit rezin	-
Zaim ve ark. 2022	-3 farklı rezin kompozit -Zirkonya ile güç. lityum silikat -Feldspatik seramik -Nano-seramik rezin kompozit	-Mine -Kompozit rezin -Feldspatik cam seramik	Cilalanmış	2 boyutlu pin-on disk 1500 döngü	-Mine ve feldspatik cam seramiğe karşı zirkonya ile güç. lityum silikat < Resin kompozit materyaller	-En yüksek antagonist aşınmasına zirkonya ile güç. lityum silikat neden olmuştur.
Wille ve ark. 2021	-Lityum disilikat cam seramik -Rezin matris seramik -Zirkonya ile güç. lityum silikat	Steatit	Cilalanmış	Çiğneme Simülatörü 1 200 000 döngü	-Materyallerin ortalama hacim kayıpları arasında fark bulunamamıştır.	-Zirkonya ile güç. lityum silikat steatit antagonistlerde diğer materyallere göre daha düşük aşınmaya neden olmuştur.
Tang ve ark. 2021	- 3Y-TZP	Mine	Cilalanmış	6 ay – 1 sene in vivo	-En az aşınan monolitik zirkonya kron, en fazla aşınan ise antagonisti olmuştur. -1 sene > 6 ay	-Karşıt arka temasta olan dişlerdeki aşınmalar arasında fark bulunamamıştır. -Monolitik zirkonya ile ilişkide olan dişteki aşınma miktarı en fazla bulunmuştur.

Tablo 4.1. CAD/CAM seramik materyalleri kullanılarak yapılan aşınma ile ilgili çalışmalar (Devam)

Araştırmacı ve yılı	Materyaller	Antagonist	Yüzey özellikleri	Test	Materyal aşınması	Antagonist aşınması
Selvaraj ve ark., 2021	-Monolitik zirkonya (3Y-TZP)	Mine	Cilalanmış Glazelenmiş	1 yıl (in vivo)	-Glazelenmiş > Cilalanmış -Zirkonya Kronlar < Diğer arktaki mine	-Zirkonya Kronlar < Karşıt arktaki mine -Glazelenmiş kronun antagonisti > Cilalanmış kronun antagonisti
Wiedenmann ve ark. 2020	-Monolitik zirkonya Lityum disilikat cam seramik -Lösit bazlı cam seramik	Paslanmaz çelik	-Aşındırılmış + Cilalanmış -Aşındırılmış + Glazelenmiş -Aşındırılmış -Glazelenmiş	Çiğneme Simülatörü 120 000-1 200 000 döngü	-Döngü sayısı attıkça materyal aşınması da artmaktadır. -Monolitik zirkonya en düşük aşınmayı sergilemiştir. -Monolitik zirkonya grupları içerisinde en düşük materyal aşınması cilalı grupta bildirilmiştir.	-Monolitik zirkonya en yüksek antagonist aşınmasına neden olmuştur. -Aşındırılmış yüzeyler en yüksek antagonist aşınmasına neden olurken, cilalanmış yüzeylerin antagonisti koruduğu bildirilmiştir.
De Angelis ve ark., 2020	-Lityum disilikat cam seramik -Millenmiş zirkonya ile güç. lityum silikat -Ekstra fırınlanmış zirkonya ile güç. lityum silikat -Feldpstaik cam seramik -4 farklı rezin kompozit -Altın -Silikon-oksit cam seramik	Zirkonya	-	Çiğneme Simülatörü 120 000 döngü	-Altın=Feldspatik cam seramik=SiO cam seramik=LD=Ekstra fırınlanmış ZLS<Millenmiş ZLS<Rezin kompozit materyaller -ZLS materyali için ekstra fırınlama aşaması önerilmektedir.	- Antagonist aşınmaları arasında fark bulunamamıştır.
Yılmaz, 2020	-Lityum disilikat cam seramik -Zirkonya ile güç. lityum silikat -2 farklı rezin kompozit	Al ₂ O ₃	Cilalanmış	Çiğneme Simülatörü 2 400 000 döngü	ZLS < LD < Rezin kompozit materyaller	-

Tablo 4.1. CAD/CAM seramik materyalleri kullanılarak yapılan aşınma ile ilgili çalışmalar (Devam)

Araştırmacı ve yılı	Materyaller	Antagonist	Yüzey özellikleri	Test	Materyal aşınması	Antagonist aşınması
Rosentritt ve ark., 2020	-3Y-TZP -4Y-TZP (Multi+Monolayer) -5Y-TZP -Lityum disilikat -Mine	Steatit	Cilalanmış	Pin-on-block 120 000 döngü	-3Y = 4Y = 5Y -Zirkonya < LS < Mine	-Mine < LS = 5Y -3Y = 4Y = 5Y
Daryakenari ve ark., 2019	-Feldspatik seramik -Lityum disilikat -Zirkonya ile güç. lityum silikat -Hibrit seramik	Mine	Elmas frez ile aşındırıldıktan sonra - Cilalanmış - Glazelenmiş	Çiğneme Simülatörü 120 000 döngü	-Materyallerin cilalı ve glazeli grupları arasında fark bulunamamıştır. -Glazeli LD < Glazeli ZLS	-Cilalı gruplar < Glazeli gruplar -Cilalı gruplar arasında en yüksek aşındırma sergileyen materyaller LD'tır. En az aşındırıcılığı olan grup ise ZLS'dir.
Zhang ve ark., 2019	-3Y-TZP -4Y-TZP -5Y-TZP -Lityum disilikat cam seramik	Steatit	Cilalanmış	Çiğneme Simülatörü 1 200 000 döngü	-Monolitik zirkonya gruplarının aşınma miktarı ölçülemeyecek kadar azdır. -Monolitik zirkonya grupları < LD	-LD > 3Y = 4Y = 5Y
Tribst ve ark., 2019	-Lityum disilikat -Zirkonya ile güç. lityum silikat	Steatit	Cilalanmış	Çiğneme simülatörü 300 000 döngü	LS < ZLS	-
Alves ve ark., 2019	Zirkonya	Steatit	- Cilalanmış - Glazelenmiş - Cilalanmış + Glazelenmiş - Hiçbir işlem yapılmamış (kontrol)	Çiğneme simülatörü 300 000 döngü	Cilalanmış = Kontrol < Cilalanmış ve Glazelenmiş = Glazelenmiş	Glazelenmiş < Cilalanmış + Glazelenmiş < Cilalanmış < Kontrol

Tablo 4.1. CAD/CAM seramik materyalleri kullanılarak yapılan aşınma ile ilgili çalışmalar (Devam)

Araştırmacı ve yılı	Materyaller	Antagonist	Yüze özellikleri	Test	Materyal aşınması	Antagonist aşınması
Gwon ve ark., 2019	-Monolitik zirkonya -Lityum disilikat -Lösit cam seramik	- 4 farklı rezin kompozit	-	Çiğneme simülatörü 100 000 döngü	Zirkonya < LS = Lösit	Lösit > Zirkonya > LS
Matzinger ve ark., 2019	-Lityum disilikat -Millenmiş zirkonya ile güç. lityum silikat -Ekstra fırınlanmış zirkonya ile güç. lityum silikat -Rezin matriks seramik -3 farklı kompozit rezin	Seramik	- Elmas frez ile aşındırılmış - 1. aşama cilalama - 2. aşama cilalama	Pin-on-block 120 000 döngü	LS < ZLS < Kompozit rezin materyaller	LS > ZLS > Kompozit rezin materyaller
Aladağ ve ark., 2019	-Lityum disilikat -Rezin matriks seramik -Zirkonya ile güç. lityum silikat -Kompozit rezin seramik	Mine	Cilalanmış	3 – 6 ay (in vivo)	Rezin matriks seramik > Kompozit rezin seramik > LS > ZLS	Kompozit rezin seramik > Rezin matriks seramik > ZLS > LS
Zierden ve ark., 2018	-Lityum disilikat cam seramik -Zirkonya ile güç. lityum silikat -2 farklı kompozit rezin seramik	Steatit	-	Çiğneme Simülatörü 1 200 000 döngü	ZLS > LS	LS > ZLS
Ludovichetti ve ark., 2018	-Lityum disilikat cam seramik -Zirkonya ile güç. lityum silikat -2 farklı kompozit rezin seramik - Zirkonya	- Mine - İncelenen diğer materyaller	Cilalanmış	Çiğneme Simülatörü 200 000 döngü	Zirkonya < LS ve ZLS	Zirkonya ve cam seramik materyaller > Rezin kompozit materyaller - LS ve ZLS benzer aşındırma göstermişlerdir. - Zirkonya karşısında LS ve ZLS en fazla aşınma sergilemiştir.

Tablo 4.1. CAD/CAM seramik materyalleri kullanılarak yapılan aşınma ile ilgili çalışmalar (Devam)

Araştırmacı ve yılı	Materyaller	Antagonist	Yüzey özellikleri	Test	Materyal aşınması	Antagonist aşınması
Lawson ve ark. 2016	-Lityum disilikat cam seramik -Rezin matrisli seramik -Zirkonya ile güç. lityum silikat -3 farklı kompozit rezin seramik -Mine	Mine	Cilalanmış	Çiğneme Simülatörü 400 000 döngü	Rezin kompozit ve rezin matrisli seramik gibi hibrit materyallerin aşınma miktarları mineninkine benzer bulunurken cam seramik materyallerin aşınma miktarı daha yüksek bulunmuştur.	Hibrit materyaller < seramik materyaller
D'Arcangelo ve ark., 2015	-Altın -2 farklı sıcak presslenen cam seramik -Lityum disilikat cam seramik -Ekstra fırınlanmış zirkonya ile güç. lityum silikat -Feldspatik cam seramik - Mine	Zirkonya	Cilalanmış	Çiğneme Simülatörü 120 000 döngü	-Millenmiş ZLS dışındaki materyaller benzer aşınma göstermişlerdir. -Millenmiş ZLS, altından ve mineden daha yüksek aşınma sergilemiştir.	Antagonist aşınmaları arasında fark bulunamamıştır.

Çakmak ve ark. (2023) farklı bileşenlere sahip cilalanmış ve glazelenmiş cam seramik CAD/CAM materyallerinde ve antagonistlerindeki mine dokusunda açığa çıkan aşınma düzeylerini inceledikleri çalışmalarında, numunelere, dual akslı çiğneme simülatöründe yaklaşık 1 yıllık in vivo kullanıma denk gelen 250 000 döngü test uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda en yüksek aşınma miktarını rezin matriks seramik materyalinde tespit etmişlerdir. Glazelenmiş ve cilalanmış olmak üzere iki tip yüzey bitim işlemi uygulanmış örnekler arasında materyalin aşınması bakımından herhangi bir fark bulunamamıştır. Antagonist olarak değerlendirilen minenin aşınma miktarları arasında da fark bulunamamıştır. Materyalin cinsi ve yüzey özelliklerinin antagonist aşınmasına etkisi olmadığı ortaya konmuştur.

Maier ve ark. (2022) ağız içerisinde kullanılan 11 farklı restoratif materyalin zirkonya antagonistler karşısında aşınma miktarlarının değerlendirildiği çalışmalarında, örnekleri hem 2 boyutlu hem de 3 boyutlu çiğneme simülatöründe teste tabii tutmuşlardır. Örneklere 2 boyutlu çiğneme simülatöründe 1 200 000 döngü, 3 boyutlu çiğneme simülatöründe ise 200 000 döngü test uygulanmıştır. 2 boyutlu çiğneme simülatörü testi sonucunda zirkonya antagonistler karşısında en yüksek aşınma direncine sahip materyal mine olarak belirtilirken en düşük aşınma direncine sahip materyal ise nano-hibrit rezin kompozit ve amalgam olarak belirtilmiştir. Lityum disilikat ve rezin matriks seramik arasında fark bulunamamıştır. Zirkonya antagonistlerde ise herhangi bir aşınma miktarı tespit edilememiştir.

Diken Turksayar ve ark. (2022) çalışmalarında, güçlendirilmiş yüksek performanslı polimerler ve CAD/CAM rezin kompozit materyallerinin mine karşısında gösterdikleri aşınma miktarlarını lityum disilikat cam seramiğin aşınma miktarı ile karşılaştırmışlardır. Örneklere, dual akslı çiğneme simülatöründe 240 000 döngü test uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda en yüksek aşınma miktarı sırasıyla rezin kompozit, rezin matriks seramik ve lityum disilikat, ve güçlendirilmiş yüksek performanslı polimer materyalinde tespit edilmiştir.

Fouda ve ark. (2022) tam ve kısmi kristalize lityum disilikat cam seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik ve süper-translütent ve ultra-translütent monolitik zirkonya materyallerinde ve antagonistlerindeki mine dokusunda açığa çıkan aşınma düzeylerini inceledikleri çalışmalarında, numunelere, dual akslı çiğneme simülatöründe 200 000 döngü test uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda en yüksek aşınma direncine sahip materyal monolitik zirkonya olarak belirtilirken bu iki grup arasında fark bulunamamıştır. En yüksek aşınma direncine sahip ikinci materyal olarak tam kristalize lityum disilikat belirtilmiştir. Kısmi kristalize lityum disilikat ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat arasında fark bulunamamıştır. Antagonist minede meydana gelen aşınma miktarı

değerlendirildiğinde en az aşınmaya sebep olan materyal monolitik zirkonya materyalleri olurken diğerleri arasında fark bulunamamıştır.

Ozkır ve ark. (2021) monolitik zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat, lityum disilikat cam seramik, feldspatik seramik ve farklı rezin kompozit materyallerinin monolitik zirkonya karşısında aşınma miktarlarını değerlendirdikleri çalışmada, örneklere, 2 boyutlu pin-on-disk cihazında 200 000 döngü test uygulamışlardır. Bunun sonucunda en yüksek aşınma direnci sırasıyla monolitik zirkonya, lityum disilikat cam seramik ve feldspatik seramik, ve son olarak zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve 2 farklı rezin kompozit materyali olarak belirtilmiştir.

Tang ve ark. (2021) monolitik zirkonya materyalinin aşınma ve aşındırma miktarlarını değerlendirdikleri çalışmada 43 hastanın 1 adet posterior dişini restore etmişlerdir. 6 ay ve 1 sene sonucunda protetik restorasyonda, restorasyonun antagonistindeki minede, karşıt kadranda bulunan aynı numaralı dişte ve bu dişin antagonistindeki dişte meydana gelen aşınma miktarını tespit etmişlerdir. Çalışmanın sonucunda en az aşınan grubun monolitik zirkonya restorasyon, en fazla aşınan grubun ise restorasyonun antagonistindeki mine olduğu belirtilmiştir. Karşıt kadranda temasta olan dişlerdeki aşınma miktarları arasında fark bulunamamıştır.

Selvaraj ve ark. (2021) cilalanmış ve glazelenmiş monolitik zirkonya materyalinin aşınma ve aşındırma miktarlarını değerlendirdikleri çalışmada 14 hastanın iki karşıt kadrandaki 1. molar dişlerini glazelenmiş ve cilalanmış olmak üzere iki farklı yüzey bitim işlemi uygulayarak restore etmişlerdir. 1 sene sonucunda protetik restorasyonda ve restorasyonun antagonistindeki minede meydana gelen aşınma miktarlarını incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda, monolitik zirkonya restorasyonlarda meydana gelen aşınma karşıt arktaki minedeki aşınmadan düşük bulunmuştur. Glazelenmiş monolitik zirkonyada meydana gelen aşınma miktarı cilalanmış monolitik zirkonyadakinden yüksek bulunmuştur. Ek olarak, glazelenmiş zirkonyanın antagonistinde meydana gelen aşınma miktarı cilalanmış zirkonyanın antagonistinde meydana gelen aşınmadan da yüksek bulunmuştur.

Wiedenmann ve ark. (2020) monolitik zirkonya, lityum disilikat cam seramik ve lösit bazlı cam seramik materyallerine aşındırılmış + cilalanmış, aşındırılmış + glazelenmiş, sadece aşındırılmış ve sadece glazelenmiş olmak üzere 4 farklı yüzey işlemi uygulayarak bu grupların aşınma ve aşındırma dirençlerini incelemişlerdir. Örnekler, antagonistlerinde paslanmaz çelik olmak üzere dual akslı çiğneme simülatöründe 120 000 ve 1 200 000 döngü test uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda döngü sayısı arttıkça materyal aşınmasının arttığı ortaya konmuştur. Monolitik zirkonya grupları en düşük aşınma miktarını sergilerken, en yüksek antagonist

aşınmasına sebep olmuşlardır. Monolitik zirkonya grupları içerisinde en düşük materyal aşınması cilalı grupta bildirilmiştir. Aşındırılmış yüzeyler en yüksek antagonist aşınmasına neden olurken, cilalanmış yüzeylerin antagonisti koruduğu bildirilmiştir.

Yılmaz (2020) yaptığı çalışmada lityum disilikat cam seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik ve 2 farklı rezin kompozit materyallerinin aşınma miktarlarını dual akslı çigneme simülöründe 2 400 000 döngü sonucunda karşılaştırmıştır. Çalışmanın sonucunda en yüksek aşınma direnci sırasıyla zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat, lityum disilikat cam seramik ve rezin kompozit materyallerde tespit edilmiştir.

Zhang ve ark. (2020) yaptıkları çalışmada, 3Y-TZP, 4Y-TZP VE 5Y-TZP monolitik zirkonya materyallerinin aşınma ve aşındırma dirençlerini lityum disilikat cam seramik materyali ile karşılaştırmışlardır. Antagonist materyal olarak steatit kullanılan çalışmada, örneklere, 1 200 000 döngü uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda, monolitik zirkonya gruplarında meydana gelen aşınma ölçülemeyecek kadar az bildirilmiştir. Lityum disilikat cam seramikte meydana gelen aşınma miktarı monolitik zirkonya gruplarınınkinden yüksek tespit edilmiştir. Antagonistlerde meydana gelen aşınma miktarları incelendiğinde ise monolitik zirkonya grupları arasında herhangi bir fark gözlenmezken lityum disilikat cam seramiğin aşındırma direnci daha yüksek bulunmuştur.

Daryakenari ve ark. (2019) yaptıkları çalışmada feldspatik seramik, lityum disilikat cam seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve hibrit seramik materyallerinin yüzeylerini elmas frez ile aşındırıp ardından cilalanmış ve glazelenmiş olmak üzere iki alt grup oluşturmuşlardır. Antagonistlerinde mine olmak üzere dual akslı çigneme simülöründe örnekler, 120 000 döngüye tabii tutulmuştur ve aşınma ve aşındırma miktarları incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda materyallerin kendi içerisinde cilalı ve glazeli yüzeyleri arasında herhangi bir fark bulunamamıştır ancak glazeli lityum disilikatın glazeli zirkonya ile güçlendirilmiş silikattan daha az aşınma sergilediği belirtilmiştir. Minede meydana gelen aşınma miktarı incelendiğinde cilalanmış yüzeylerin glazelenmiş yüzeylere göre daha az aşınmaya sebep olduğu bulunmuştur. Cilalanmış yüzeyler arasında en fazla aşındırıcılığa sahip materyal lityum disilikat cam seramik olarak belirtilirken en az aşındırıcılığa sahip materyal zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat olmuştur.

Matzinger ve ark. (2019) 7 farklı restoratif materyalin seramik antagonistler karşısında gösterdikleri aşınma ve aşındırma miktarlarını inceledikleri çalışmada, örnekleri pin-on-block cihazda 120 000 döngüye tabii tutmuşlardır. Çalışmanın sonucunda, en düşük materyal aşınma sırasıyla lityum disilikat cam seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve kompozit

rezin materyallerde bildirilmiştir. Antagonist aşınması ise sırasıyla en düşük kompozit rezin materyallerde, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikatta, ve lityum disilikatta bildirilmiştir.

Aladağ ve ark. (2019) lityum disilikat cam seramik, rezin matriks seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve kompozit rezin seramik materyallerini in vivo çalışmada toplamda 24 hastanın 24 posterior dişini restore etmişlerdir. 3 ve 6 ay sonunda materyalde ve antagonistinde meydana gelen aşınma miktarları değerlendirilmiştir. En yüksek aşınma miktarı sırasıyla rezin matriks seramik, kompozit rezin seramik, lityum dilikat cam seramik ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat materyalinde bildirilmiştir. En yüksek aşındırma miktarı ise sırasıyla kompozit rezin seramik, rezin matriks seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve lityum disilikat cam seramik materyalinde bildirilmiştir.

4.4.5. Diş hekimliğinde aşınmayı belirlemede kullanılan yöntemler

Piyasaya yeni çıkarılacak bir restoratif dental materyalin diş hekimleri tarafından kabul görmesi için aşınma ve aşındırma özellikleri oldukça önemlidir. Yüksek aşınma direnci, materyalin ağız içerisinde uzun ömürlü olmasına katkıda bulunur ve restorasyonun dayanıklılığının ve estetiğinin korunmasını sağlar. Öte yandan yüksek aşınma oranı, antagonistlerde uzama, karşıt dişte mobilite, hareket ve fonksiyon yetersizliğine sebep olabilir (Heintze ve ark., 2006). Restoratif materyallerde meydana gelen aşınma miktarı klinik çalışmalar ve laboratuvar çalışmaları olmak üzere iki şekilde değerlendirilebilir (Heintze ve ark., 2006; Heintze ve ark., 2010; Heintze ve ark., 2019; Nakashima ve ark., 2016; Stober ve ark., 2016)

4.4.5.1. Klinik çalışmalar

Klinik çalışmalar, hasta seçiminin, prosedürün uygulanmasının ve aşınma miktarının tespit edilip değerlendirilmesinin dikkatli şekilde gerçekleştirilmesini gerektirir (Heintze ve ark., 2006). Araştırmacılar, dental restoratif materyallerde ölçülebilir bir aşınma oluşabilmesi için 6 ay ile 2 senelik bir sürenin geçmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Ek olarak, klinik olarak anlamlı bir sonuca ulaşabilmek için hasta sayısının yüksek olması gerekmektedir. Bu durum klinik çalışmaların pahalı ve zaman alıcı olmasına sebep olmaktadır (Başer, 2014; Söderholm ve ark., 2001; Stober ve ark., 2016).

Aşınma miktarı, klinik çalışmalarda direkt ve indirekt olmak üzere iki şekilde gerçekleştirilmektedir. Direkt yöntemde, dental restoratif materyallerde klinik kullanım sonrası oluşan aşınma standart indeksler kullanılarak değerlendirilmektedir. USPHS (United States Public Health Service) kriterleri, bahsedilen standart indekslere bir örnek olup materyallerde meydana gelen aşınmanın subjektif olarak değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır (Cvar ve

Ryge, 1971). Direkt yöntem ile sağlıklı sonuçlar elde edilebilmesi için restorasyonun ağız içerisine uygulanmasının üzerinden uzun süre geçmiş olması, ölçümleri yapan diş hekimleri birbirleri ile koordine olmalı ve değerlendirilecek olan skalanın kalibrasyonunun yeterli olması gerekmektedir (Turssi ve Serra, 2003).

Ağız içerisinden ölçü alınması ve alçı model üzerinden mekanik veya elektro-optik sensörler kullanılarak aşınma miktarının belirlendiği teknikler ise indirekt yöntemleri oluşturmaktadır. Alınan ölçünün kalitesi ve netliği doğru aşınma ölçümü yapılabilmesi için önemlidir (Heintze ve ark., 2019). İndirekt yöntem, sırasıyla ağız içerisinden ölçü alınması, ölçülerden alçı model elde edilmesi, modellerin hekimler tarafından veya bir tarayıcı yardımı ile değerlendirilmesi aşamalarını içerir. Takip süresi boyunca düzenli aralıklarla işlemler tekrarlanarak alınan veriler karşılaştırılarak aşınma miktarı belirlenir (Bagheri ve ark. 2007). Ölçü, model oluşturma ve replikaların oluşturulması sırasında gerçekleştirilecek hataları en aza indirmek için bazı araştırmacılar aşınma ölçümleri için ağız içi tarayıcıları da kullanabilmektedirler (Hartkamp ve ark., 2017).

Elektron tarama mikroskopları, interferometreler, stereomikroskoplar, stereofotogrametri tekniğini kullanan stereomikroskoplar, lazer profilometreleri, mekanik profilometreler ve bilgisayara aktarılan 3D ölçüm mikroskopları, aşınma miktarının ölçülmesi ve sayısal bir değer elde edilmesi için kullanılabilir mekaniz cihazlardır (Turssi ve Serra, 2003).

4.4.5.2. Laboratuvar çalışmaları

1980'li yıllarda, posterior dişlerde kompozit rezinler ile yapılan çalışmalar sonucunda bu materyallerde bildirilen düşük aşınma direnci, araştırmacıları restoratif materyallerde aşınma direncini incelemeye itmiştir. Bu nedenle bu dönemlerde ilk aşınma konusunda ilk laboratuvar çalışmaları ve aşınma testi teknikleri oluşturulmaya başlanmıştır (Heintze, 2010).

Aşınmanın incelendiği ilk güvenilir test altın sikkelerdeki aşınmayı değerlendirmek için basit bir ileri geri hareket eden makine kullanılarak Charles Hatchett (1760-1820) tarafından gerçekleştirilmiştir (Heintze, 2010). Endüstri mühendisliğinde de, yapay materyallerin aşınma direncini ölçmek için sıklıkla pin on disk cihazlar kullanılmaktadır.

Ağız ortamında gerçekleşen aşınma 3 boyutlu iken pin-on disk şeklindeki cihazlar ile meydana getirilen aşınma mekanizması 2 boyutlu olarak gerçekleşmektedir. Ağız ortamını tam anlamıyla taklit edebilmek için yeni deney cihazları geliştirilmiş ve tükürüğü taklit etmek amacıyla ara madde olarak kullanılacak materyallerin eklenmesi ile 3 boyutlu aşınma gerçekleştirilmeye çalışılmıştır (Mair ve ark., 1996)

İlerleyen yıllarda aşınma mekanizmalarını incelemek isteyen birçok araştırmacı ve esnitüler tarafından farklı cihazlar geliştirilmiştir. ACTA Okluzal Aşınma Simülatörü (De Gee, 1994), OHSU cihazı (Condon ve Ferrance, 1996), Alabama cihazı (Condon ve Ferrance, 1996), BIOMAT Aşınma Simülatörü (Yap ve ark., 1999), Zürih cihazı (Alemzadeh ve Raabe, 2007) bunlara örnek olarak gösterilebilmektedir (Heintze, 2010).

Farklı 2 ve 3 boyutlu aşınma testi yöntemleri; yük, döngü sayısı, döngü sıklığı, aşındırıcı ortam, kuvvet tipi, kayma hareketi gibi bir dizi özelliğe bağlıdır. Bununla birlikte, kalifikasyon ve doğrulama, bir testin standart bir laboratuvar testi haline gelmesi için vazgeçilmez ön koşullardır. Test ekipmanı, tekrarlanabilir sonuçlar elde etmek için kabul edilebilir ve tekrarlanabilir limitler dahilinde çalışmalıdır (Heintze ve ark., 2019). Test ekipmanı şu özelliklere sahip olmalıdır:

- Kuvvet ve kuvvet impulsları tekrar üretilebilir ve 20 N ile 150 N aralığında ayarlanabilir olmalıdır.
- Prob ucunun lateral hareketi, materyalin mikroyorgunluğunun test edilebilmesi için cihazın sistemine entegre edilmiş olmalıdır.
- Prob ucu ve materyal arasındaki aşınmiş parçacıkları arayüzden çıkarmak için su değişimi entegre edilmiş olmalıdır.
- Tüm hareketler bilgisayar kontrollü ve ayarlanabilir olmalıdır.
- Cihaz horizontal ve vertikal olmak üzere iki hareket eksenini üzerinde çalışabilmelidir.

şu anda piyasada bulunan üç çığneme simülatörü Willytec çığneme simülatörü, MTS çığneme simülatörü ve Bose ElectroForce 3330 Diş Aşınma Simülatörü bu kriterleri karşılamaktadır (Heintze ve ark., 2010).

5. GEREÇ ve YÖNTEM

5.1. Gereç

5.1.1. Lityum disilikat örneklerin hazırlanması

- e.max CAD A2 LT ingot (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Isomet 1000 hassas kesim cihazı (Buehler, Illinois, Amerika Birleşik Devletleri)
- Presi Minitex 233 zımparalama parlatma cihazı (Presi, Eybens, Fransa)
- Aşındırma kağıdı (Reflex NAC S Type Ø 250 mm P400, P600, P800, P1000, 24537, Presi, Eybens, Fransa)
- Programat P310 seramik fırını (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- EVE cila frezleri (Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Almanya)
- IPS Ivocolor glaze tozu & likidi (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

5.1.2. Monolitik zirkonya örneklerin hazırlanması

- IPS e.max ZirCAD Prime A2 monolitik zirkonya blok (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- SolidWorks 3D CAD tasarım programı (SolidWorks Corporation, Waltham, MA, ABD)
- inLab MC X5 Kazıma cihazı (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya)
- Bur 2,5; Bur 1,0; Bur 0,5 ZrO₂ DC Kazıma frezi (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya)
- Sinterleme fırını (Mihm-Vogt HT, Mihm-Vogt & Co KB, Stutensee, Almanya)
- Presi Minitex 233 zımparalama parlatma cihazı (Presi, Eybens, Fransa)
- Aşındırma kağıdı (Reflex NAC S Type Ø 250 mm P400, P600, P800, P1000, 24537, Presi, Eybens, Fransa)
- EVE cila frezleri (Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Almanya)
- IPS Ivocolor glaze tozu & likidi (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Programat P310 seramik fırını (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

5.1.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat örneklerin hazırlanması

- Celtra Duo A2 LT blok (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya)
- Isomet 1000 hassas kesim cihazı (Buehler, Illinois, Amerika Birleşik Devletleri)
- Presi Minitech 233 zımparalama parlatma cihazı (Presi, Eybens, Fransa)
- Aşındırma kağıdı (Reflex NAC S Type Ø 250 mm P400, P600, P800, P1000, 24537, Presi, Eybens, Fransa)
- EVE cila frezleri (Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Almanya)
- Celtra Universal Glaze (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya)
- Multimat Cube seramik fırını (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya)

5.1.4. Hibrit nanoseramik örneklerin hazırlanması

- Cerasmart A2 LT 12 blok (GC, Tokyo, Japonya)
- Isomet 1000 hassas kesim cihazı (Buehler, Illinois, Amerika Birleşik Devletleri)
- Presi Minitech 233 zımparalama parlatma cihazı (Presi, Eybens, Fransa)
- Aşındırma kağıdı (Reflex NAC S Type Ø 250 mm P400, P600, P800, P1200, 24537, Presi, Eybens, Fransa)
- EVE cila frezleri (Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Almanya)
- Renfert Basic Eco Kumlama Cihazı (Renfert GmbH, Hilzingen, Almanya)
- Renfert Cobra 50 µm Kum (Renfert GmbH, Hilzingen, Almanya)
- OPTIGLAZE Color, Clear (Cerasmart, GC, Tokyo, Japonya)
- Ceramic Primer II (Cerasmart, GC, Tokyo, Japonya)
- Bluphase PowerCure ışık cihazı (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

5.1.5. Antagonist örneklerin hazırlanması

- GC Initial monolitik zirkonya blok (GC, Tokyo, Japonya)
- SolidWorks 3D CAD tasarım programı (SolidWorks Corporation, Waltham, MA, ABD)
- inLab MC X5 kazıma cihazı (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya)
- Bur 2,5; Bur 1,0; Bur 0,5 ZrO₂ DC kazıma frezi (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya)
- Sinterleme fırını (Mihm-Vogt HT, Mihm-Vogt & Co KB, Stutensee, Almanya)
- EVE cila frezleri (Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Almanya)

5.1.6. Hazırlanan örneklerin örnek tutucular içerisinde yerleştirilmesi

- Imicryl SC soğuk akrilik (Imicryl, Konya, Türkiye)
- Black Hawk Carbide Cutter S194 akrilik tesviye frezi (Horico Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya)
- Polisher Vorpolitur 10H9603 akrilik cila frezi (Horico Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya)

5.1.7. Üç boyutlu tarama işlemi

- SD Mechatronik Laser Scanner LAS-20 (Münih, Almanya)
- LAS-20 Programı (SD Mechatronik, Münih, Almanya)
- inEos X5 tarama cihazı (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya)
- Lazer tarama için matlaştırıcı sprey (Creamagna Chemicals, İstanbul, Türkiye)

5.1.8. Hazırlanan örneklerin inkübasyon cihazına yerleştirilmesi

- Nüve Kuru Havalı İnkübatör En 055 (Nüve, Akyurt, Ankara)

5.1.9. Örneklerin çiğneme simülatöründe yaşlandırmaya uğratılması

- Dual akslı çiğneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simülatör CS-4.2, Willytech, Münih, Almanya)

5.1.10. Aşınma miktarının belirlenmesi

- Geomagic Control (3D Systems Inc., Rock Hill, ABD) programı

Tablo 5.1. Çalışmada yer alan materyallerin içerikleri

Ürün İsmi	Üretici Firma	İçerik
Lityum disilikat ingot (IPS e.max CAD)	Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein	SiO ₂ (%57-80) Li ₂ O K ₂ O P ₂ O ₅ ZrO ₂ ZnO diğer oksitler ve seramik pigmentleri
Monolitik zirkonya blok (IPS e.max ZirCAD Prime)	Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein	İnsizal: 5Y-TZP Dentin: 3Y-TZP
Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ingot (Celtra Duo)	Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya	%58 silika, lityum meta-silikat, lityum disilikat, fosfat kristalleri ve %10 zirkonya kristalleri
Hibrit nanoseramik ingot (Cerasmart)	(GC, Tokyo, Japonya)	%71 silika ve baryum cam nanopartikülleri, %29 Kompozit rezin (Bis-MEPP, UDMA, DMA)
Monolitik zirkonya blok (GC Initial Zirkonya Disk)	(GC, Tokyo, Japonya)	5Y-TZP

5.2. Yöntem

Çalışmada, farklı içeriklere sahip dört farklı CAD/CAM materyalinin aşınma miktarları in vitro olarak incelendi.

Sırasıyla; örneklerin hazırlanması, grupların oluşturulması, örneklerin örnek tutuculara sabitlenmesi, aşınma öncesi 3 boyutlu tarama işlemi, örneklerin inkübatöre yerleştirilmesi, çiğneme simülasyonu, aşınma sonrası 3 boyutlu tarama işlemi, elde edilen verilerin karşılaştırılarak meydana gelen aşınma miktarının tespiti ve sonuçların istatistiksel analizi gerçekleştirildi.

Bu çalışmada sırasıyla; örneklerin hazırlanması, grupların oluşturulması, çiğneme simülasyonunun gerçekleştirilmesi, simülasyon öncesi ve sonrasında yüzeylerin taranarak meydana gelen aşınma miktarının belirlenmesi işlemleri Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ARGE Laboratuvarı'nda; antagonist örneklerin hazırlanması, örneklerin glazeleme ve mekanik cilalanma işlemleri Optimal Diş Laboratuvarı'nda; örneklerin inkübatöre yerleştirilmesi Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Biyokimya Anabilim Dalı Marmara Zebra Balığı Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Bu çalışmada örnekler; monolitik zirkonya (IPS e.max ZirCAD Prime, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein), lityum disilikat cam seramik (IPS e.max CAD, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein), zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramik (Celtra Duo, Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya), hibrit nanoseramik (Cerasmart, GC, Tokyo, Japonya) ve monolitik zirkonya (GC Initial Zirkonya Disk, GC, Tokyo, Japonya) materyallerinden hazırlandı.

Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri tabloda gösterilmektedir (Tablo 5.2). Çalışmada her grupta 12 adet örneğin bulunduğu toplam 8 grup bulunmaktadır.

Tablo 5.2. Çalışmada kullanılan materyaller ve örnek sayıları

Materyal	Örnek sayısı
IPS e.max CAD	24
IPS e.max ZirCAD Prime	24
Celtra Duo	24
Cerasmart	24
GC Initial	96

Tablo 5.3. Çalışmada oluşturulan gruplar ve örnek sayıları

Grup	Grup Kodu	Materyal
1. Grup	LDP	Cilalanmış IPS e.max CAD
2. Grup	LDG	Glazelenmiş IPS e.max CAD
3. Grup	CDP	Cilalanmış Celtra Duo
4. Grup	CDG	Glazelenmiş Celtra Duo
5. Grup	ZP	Cilalanmış IPS e.max ZirCAD Prime
6. Grup	ZG	Glazelenmiş IPS e.max ZirCAD Prime
7. Grup	CSP	Cilalanmış Cerasmart
8. Grup	CSG	Glazelenmiş Cerasmart

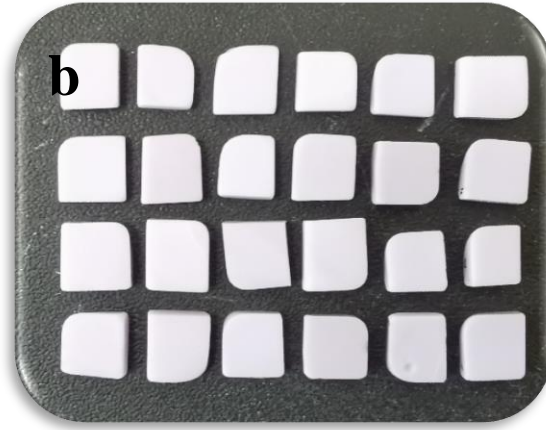
5.2.1. Lityum disilikat örneklerin hazırlanması

Çalışmada, toplam 24 adet lityum disilikat örneğin hazırlanması için 12.4x14.5x18.0 boyutlarında 5 adet IPS e.max CAD (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ingot kullanıldı.



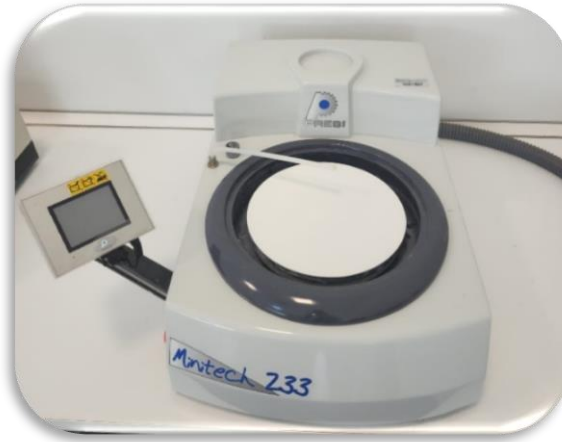
Şekil 5.1. IPS e.max CAD ingotlar

İngotlar hassas kesim cihazı (IsoMet 1000, Buehler, ABD) kullanılarak 7mm/ 7mm boyutlarında ve kalınlığı 3 mm \pm 0,3 mm olacak şekilde kare formunda kesildi.



Şekil 5.2. Örneklerin hazırlanması
a. Hassas kesim cihazı
b. Hazırlanan IPS e.max CAD örnekler

Hazırlanan örneklerin çalışmada kullanılacak yüzeyleri zımparalama parlatma cihazı (Presi Minitex 233, Presi, Eybens, Fransa) ile hazırlandı. Presi Minitex, tek tablası bulunan bir zımparalama parlatma cihazıdır.



Şekil 5.3. Presi Minitex zımparalama ve parlatma cihazı

Cihazın saç ve sol tarafında, isteğe göre konumlandırılabilen, hız, dönme yönü ve zamanın ayarlanabildiği dokunmatik LCD ekran bulunmaktadır.



Şekil 5.4. Zımparalama parlatma cihazının dokunmatik LCD ekranı

rnekle rin yüzeyleri su soğutması altında, 300 rpm sabit hızda, 30 saniye boyunca zımpara kağıtları (AŞındırma kağıdı Reflex NAC S Type  250 mm P400, P600, P800, P1000, 24537, Presi, Eybens, Fransa) kullanılarak aşındırıldı. AŞındırma kağıtları her 10 örnekten sonra yenilendi.



Şekil 5.5. Örneklere zımparalama işleminin uygulanması

Ardından örnekler, Programat P310 seramik fırınında (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ısınma derecesi 30⁰C/dk olmak üzere 850⁰C'de 10 dakika kristalize edildi.

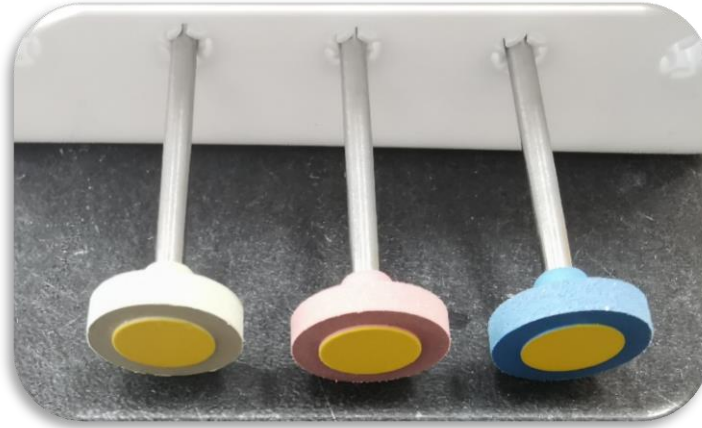


Şekil 5.6. IPS e.max CAD örneklerin kristalize edilmesi
a. Programat P310 seramik fırını
b. Seramik fırınına yerleştirilen örnekler
c. IPS e.max CAD kristalizasyon programı

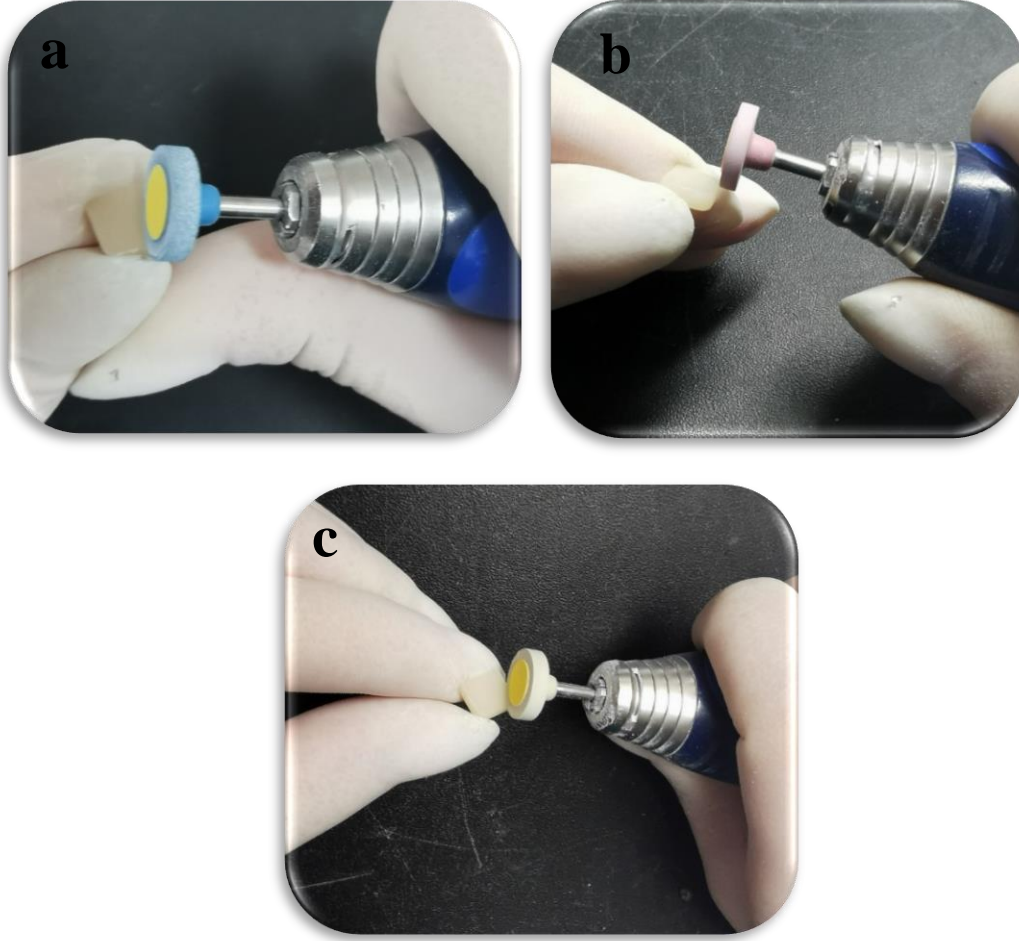


Şekil 5.7. Kristalize edilmiş IPS e.max CAD örnekler

Hazırlanan örnekler cilalanmış ve glazelenmiş (n=12) olmak üzere iki gruba ayrıldı. Cilalanacak örnekler üç aşamalı mekanik cila frezleri (DIAPOL® RA, EVE Ernst Vetter GmbH, Almanya) ile 10 000 rpm hızında, yaklaşık 2 N'luk parmak basıncı ile 30 saniye boyunca cilalandı. Cila frezleri her 4 örnekten sonra yenilendi.



Şekil 5.8. Üç aşamalı mekanik cila frezleri



Şekil 5.9. a.b.c Üç aşamalı mekanik cila frezlerinin uygulanması

Glazelenecek örnekler IPS Ivocolor Glaze materyali (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile Programat P310 seramik fırınında (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ısınma derecesi 60°C olmak üzere 710°C 'de 7 dakika glazelendi.



Şekil 5.10. IPS Ivocolor glazenin örneklere uygulanması

a. IPS e.max CAD için kullanılan glaze tozu ve likidi

b.c. IPS Ivocolor glaze tozu ile likidinin karıştırılması ve örneklere uygulanması

5.2.2. Monolitik zirkonya örneklerin hazırlanması

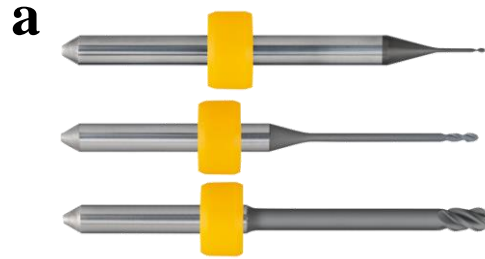
Çalışmada, toplam 24 adet monolitik zirkonya örneğin hazırlanması için 98.5x20 mm boyutlarında IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) blok kullanıldı.



Şekil 5.11. IPS e.max ZirCAD Prime blok

Örnekler SolidWorks 3D CAD tasarım programı (SolidWorks Corporation, Waltham, MA, ABD) kullanılarak 7mm/7mm boyutlarında ve kalınlığı $3 \text{ mm} \pm 0,3 \text{ mm}$ olacak şekilde tasarlandı ve frezeleme verileri bilgisayar tarafından hesaplandı.

Örnekler, inLab MC X5 kazıma cihazında (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) %20'lik sinterlenme büzülmesini kompanse edecek şekilde Bur 2,5; Bur 1,0 ve Bur 0,5 ZrO₂ DC kazıma frezleri kullanılarak kazındı. Ardından seramik fırınında (Mihm-Vogt HT, Mihm-Vogt & Co KB, Almanya) 1550 °C'de 2 saat sinterlenerek istenilen boyutlarda elde edildi.



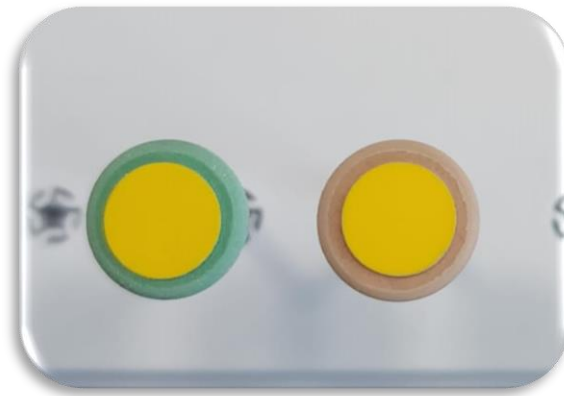
Şekil 5.12. Örnekleri kazımak için gerekli cihazlar
a. Bur 2,5; Bur 1,0 ve Bur 0,5 ZrO₂ kazıma frezleri



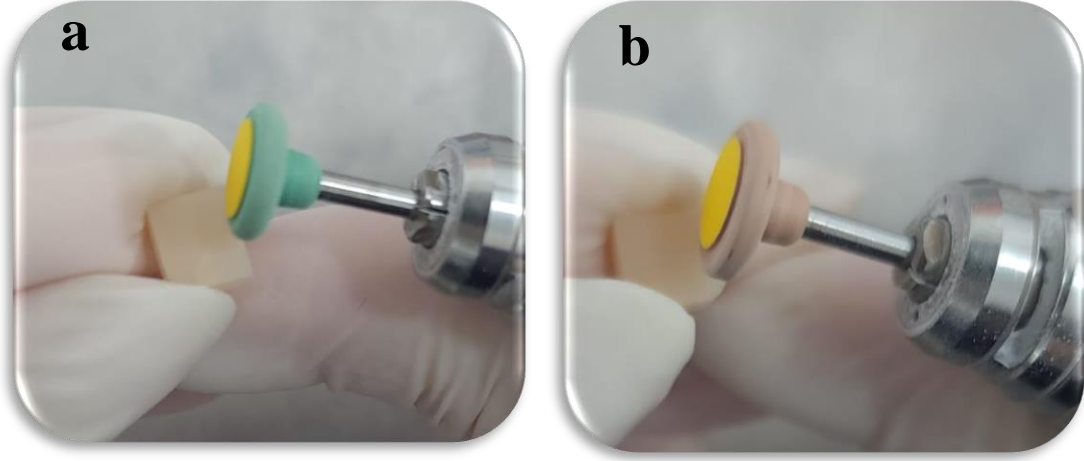
Şekil 5.12.b.c. inLab MC X5 kazıma cihazı

Hazırlanan örneklerin çalışmada kullanılacak yüzeyleri zımparalama parlatma cihazında (Presi Minitech 233, Presi, Eybens, Fransa) zımpara kağıtları (Reflex NAC S Type Ø 250 mm P400, P600, P800, P1000, 24537, Presi, Eybens, Fransa) kullanılarak aşındırıldı.

Elde edilen örnekler cilalanmış ve glazelenmiş (n=12) olmak üzere iki alt gruba ayrıldı. Cilalanacak örnekler iki aşamalı mekanik cila frezleri (DIACERA RA, EVE Ernst Vetter GmbH, Almanya) ile 10 000 rpm hızında, yaklaşık 2 N'luk parmak basıncı ile 30 saniye boyunca cilalandı.



Şekil 5.13. İki aşamalı mekanik cila frezleri



Şekil 5.14.a.b. İki aşamalı cila frezlerinin uygulanması

Glazelenecek örnekler IPS Ivocolor Glaze materyali (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile Programat P310 seramik fırınında (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ısınma derecesi 60 °C olmak üzere 710 °C’de 7 dakika glazelendi.

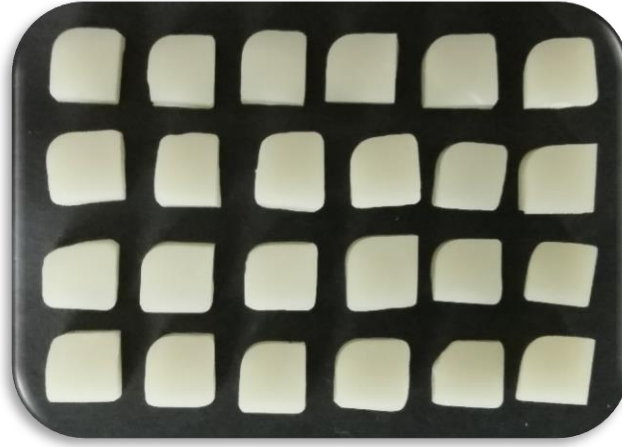
5.2.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat örneklerin hazırlanması

Çalışmada, toplam 24 adet zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat örneğin hazırlanması için 12.4x14.5x18.0 boyutlarında 5 adet Celtra Duo (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) ingot kullanıldı.



Şekil 5.15. Celtra Duo ingotlar

İngotlar hassas kesim cihazı (IsoMet 1000, Buehler, ABD) kullanılarak 7mm/ 7mm boyutlarında ve kalınlığı $3 \text{ mm} \pm 0,3 \text{ mm}$ olacak şekilde kare formunda kesildi.

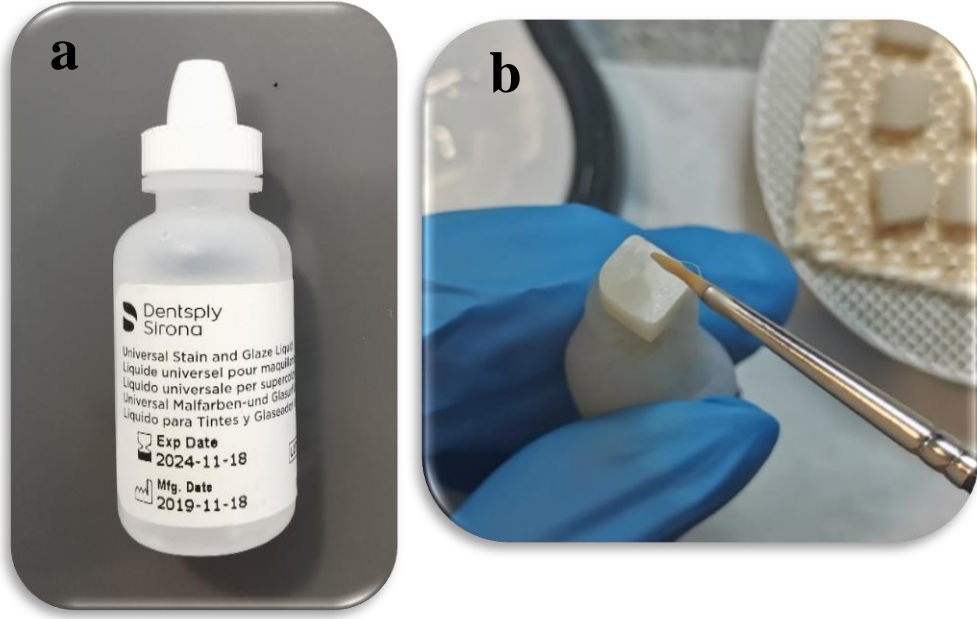


Şekil 5.16. Hazırlanan Celtra Duo örnekler

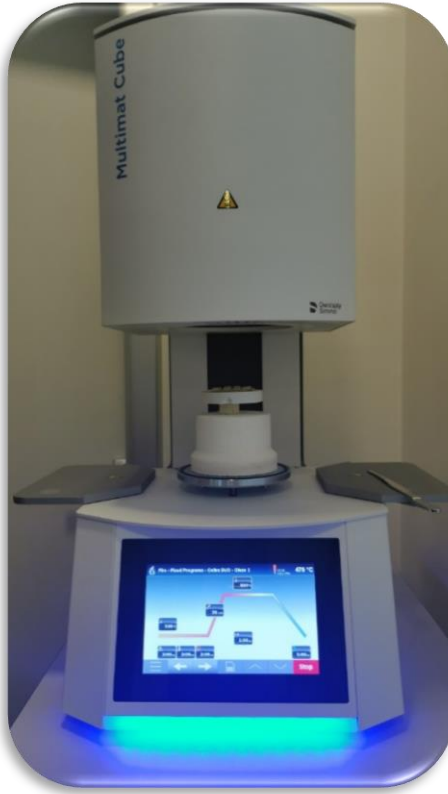
Hazırlanan örneklerin çalışmada kullanılacak yüzeyleri zımparalama parlatma cihazında (Presi Minitech 233, Presi, Eybens, Fransa) zımpara kağıtları (Reflex NAC S Type Ø 250 mm P400, P600, P800, P1000, 24537, Presi, Eybens, Fransa) kullanılarak aşındırıldı.

Elde edilen örnekler cilalanmış ve glazelenmiş (n=12) olmak üzere iki alt gruba ayrıldı. Cilalanacak örnekler üç aşamalı mekanik cila frezleri (DIAPOL® RA, EVE Ernst Vetter GmbH, Almanya) ile 10 000 rpm hızında, yaklaşık 2 N'luk parmak basıncı ile 30 saniye boyunca cilalandı.

Glazelenecek örneklerin üst yüzeyine Universal Renklendirme ve Glaze Likidi (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) fırça yardımı ile ince bir tabaka şeklinde uygulandı. Multimat Küp seramik fırınında (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) ısınma derecesi $60^{\circ}\text{C}/\text{dk}$ olmak üzere 770°C 'de glazelendi.



Şekil 5.17.a.b. Örneklere glaze işleminin uygulanması



Şekil 5.18. Örneğin seramik fırınında glazelenmesi

5.2.4. Hibrit nanoseramik örneklerin hazırlanması

Çalışmada, toplam 24 adet hibrit nanoseramik örneğin hazırlanması için 12.4x14.5x18.0 boyutlarında 5 adet Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya) ingot kullanıldı.



Şekil 5.19. Cerasmart ingotlar

İngotlar hassas kesim cihazı (IsoMet 1000, Buehler, ABD) kullanılarak 7mm/ 7mm boyutlarında ve kalınlığı $3 \text{ mm} \pm 0,3 \text{ mm}$ olacak şekilde kare formunda kesildi.

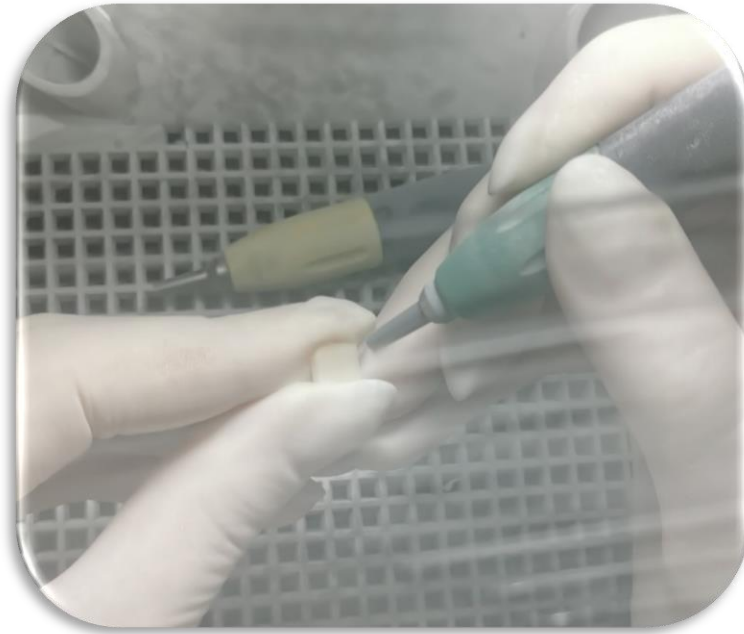
Hazırlanan örneklerin çalışmada kullanılacak yüzeyleri zımparalama parlatma cihazında (Presi Minitch 233, Presi, Eybens, Fransa) zımpara kağıtları (Reflex NAC S Type Ø 250 mm P400, P600, P800, P1000, 24537, Presi, Eybens, Fransa) kullanılarak aşındırıldı.

Elde edilen örnekler cilalanmış ve glazelenmiş ($n=12$) olmak üzere iki alt gruba ayrıldı. Cilalanacak örnekler iki aşamalı mekanik cila frezleri (DIACOMP® PLUS RA, EVE Ernst Vetter GmbH, Almanya) ile 10 000 rpm hızında, yaklaşık 2 N'luk parmak basıncı ile 30 saniye boyunca cilalandı.

Glazelenecek örneklerin glazelenecek yüzeyleri 50 μm alümina partikülleri (Renfert Cobra Kum, Renfert GmbH, Hilzingen, Almanya) ile kumlandı, su ile temizlendi ve kurutuldu.

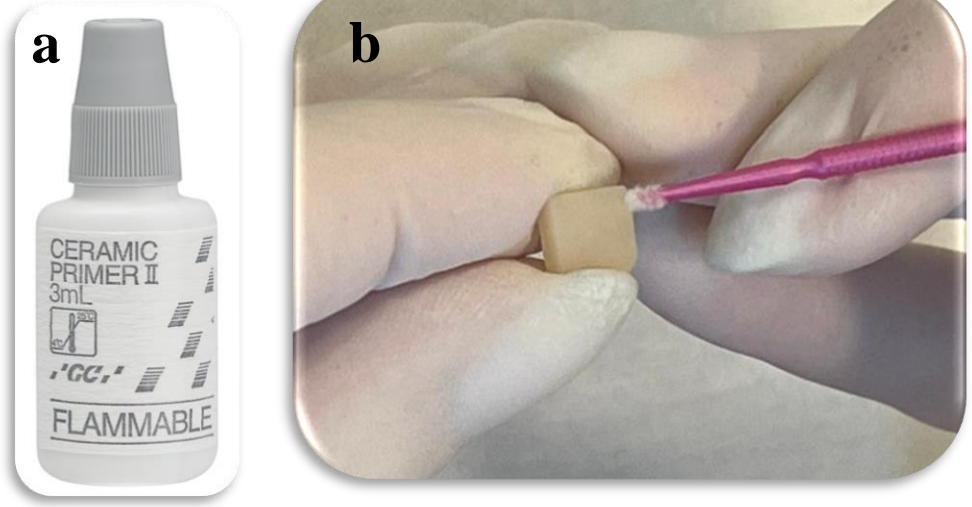


Şekil 5.20.a.b. Kumlama cihazı ve 50 µm alüminyum oksit partikülleri içeren kum



Şekil 5.21. Örneklerin glazelenecek yüzeylerinin kumlanması

Ardından glazelenecek yüzeylere ince bir tabaka halinde CERAMIC PRIMER II (GC, Tokyo, Japonya) uygulandı ve hava ile kurutuldu.



Şekil 5.22.a.b. Ceramic Primer II'nin yüzeye uygulanması

Ardından OPTIGLAZE CLEAR (GC, Tokyo, Japonya) fırça yardımı ile ince bir tabaka halinde yüzeye uygulandı, ışık cihazı (Bluephase PowerCure, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile 40 saniye ışınlandı.



Şekil 5.23. a.b.c. Glaze materyalinin yüzeye uygulanması ve ışık ile sertleştirilmesi

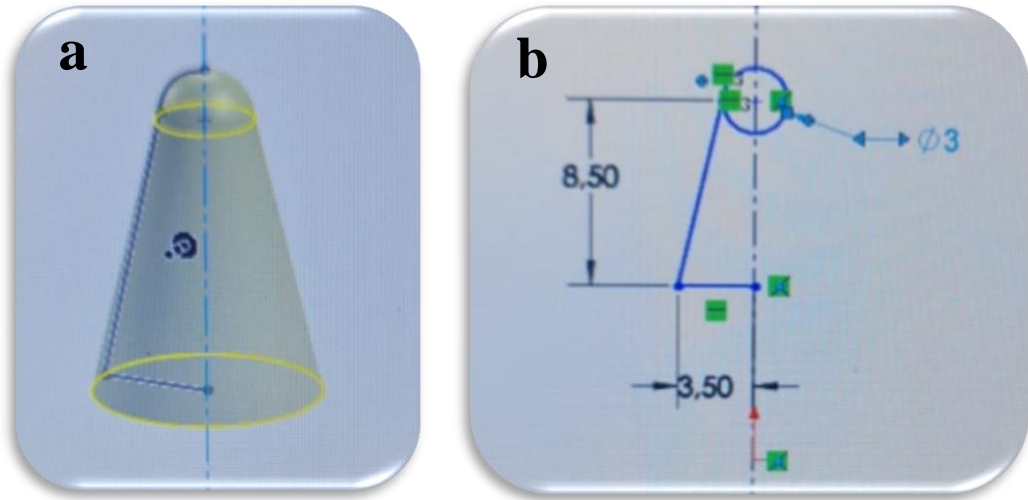
5.2.5. Antagonist örneklerin hazırlanması

Çalışmada, antagonist örneklerin üretilmesi için iki adet GC Initial monolitik zirkonya blok (GC, Tokyo, Japonya) kullanıldı.



Şekil 5.24. GC Initial monolitik zirkonya blok

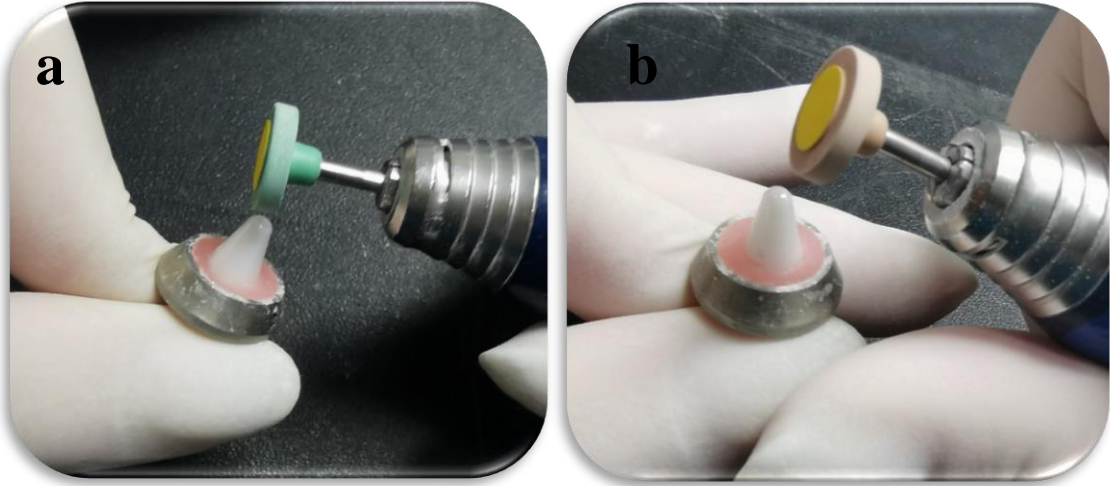
Örnekler SolidWorks 3D CAD tasarım programı (SolidWorks Corporation, Waltham, MA, ABD) kullanılarak çapı 3.0 mm, boyu 8.50 olacak şekilde tasarlandı ve frezeleme verileri bilgisayar tarafından hesaplandı.



Şekil 5.25.a.b. Tasarlanan antagonist örnekler

Örnekler, inLab MC X5 kazıma cihazında (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) %20'lik sinterlenme büzülmesini kompanse edecek şekilde Bur 2,5; Bur 1,0 ve Bur 0,5 ZrO₂ DC kazıma frezleri kullanılarak kazındı. Ardından seramik fırınında (Mihm-Vogt HT, Mihm-Vogt & Co KB, Almanya) 1550 °C'de 2 saat sinterlenerek istenilen boyutlarda elde edildi.

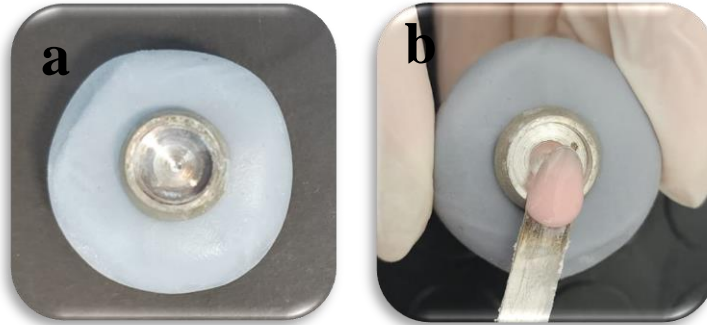
Elde edilen örnekler iki aşamalı mekanik cila frezleri (DIACERA RA, EVE Ernst Vetter GmbH, Almanya) ile 10 000 rpm hızında, yaklaşık 2 N'luk parmak basıncı ile 30 saniye boyunca cilalandı.



Şekil 5.26.a.b. Antagonistlerin iki aşamalı mekanik cila frezleri ile cilalanması

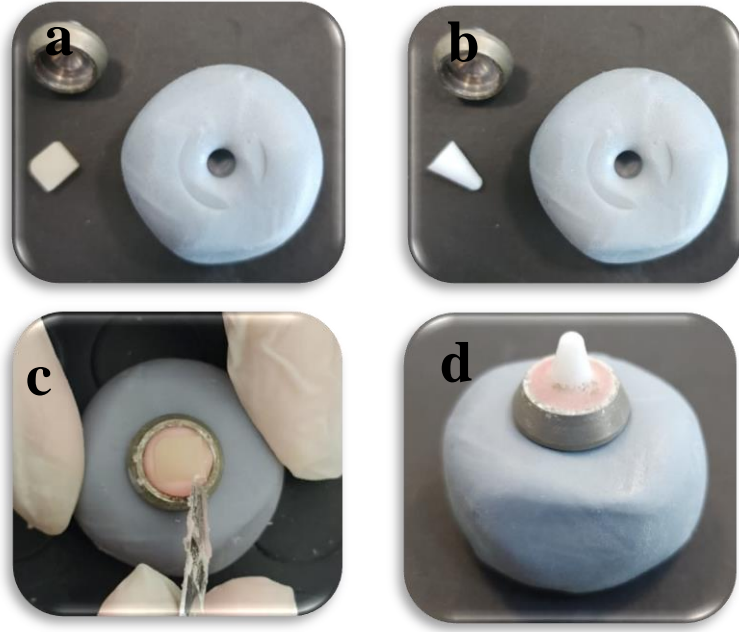
5.2.6. Hazırlanan örneklerin örnek tutucular içerisinde yerleştirilmesi

Akrilik materyali, üretici firmanın talimatları doğrultusunda, 5/3,5 g oranında karıştırılarak örnek tutucuların içerisine döküldü.



Şekil 5.27.a.b. Soğuk akriliğin üretici firma talimatlarına göre karıştırılıp örnek tutucu içerisine yerleştirilmesi

Hazırlanmış olan kare formundaki örnekler ve üçgensel prizma şeklindeki antagonistler, örnek tutucuların içerisine yerleştirildi ve fazlalıklar siman spatülü ile uzaklaştırıldı.



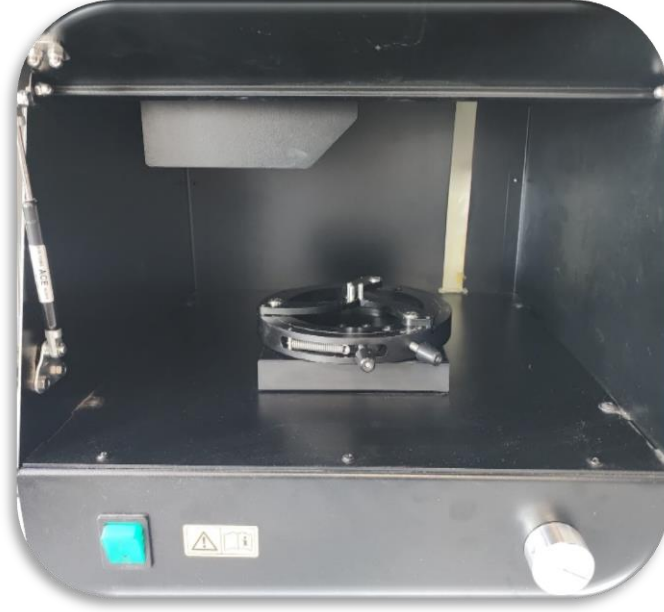
Şekil 5.28. a.b.c.d. Örnek ve antagonistlerin örnek tutucular içerisine yerleştirilmesi, fazlalıkların temizlenerek sabitlenmesi

5.2.7. Örneklerin lazer tarayıcı ile taranması

Çalışmamızda, dört farklı CAD/CAM materyallerinden hazırlanan örneklerin yüzey taramalarının gerçekleştirilebilmesi için Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan, lazer tarayıcı cihazı (SD Mechatronik Laser Scanner LAS-20, Münih, Almanya) kullanıldı.

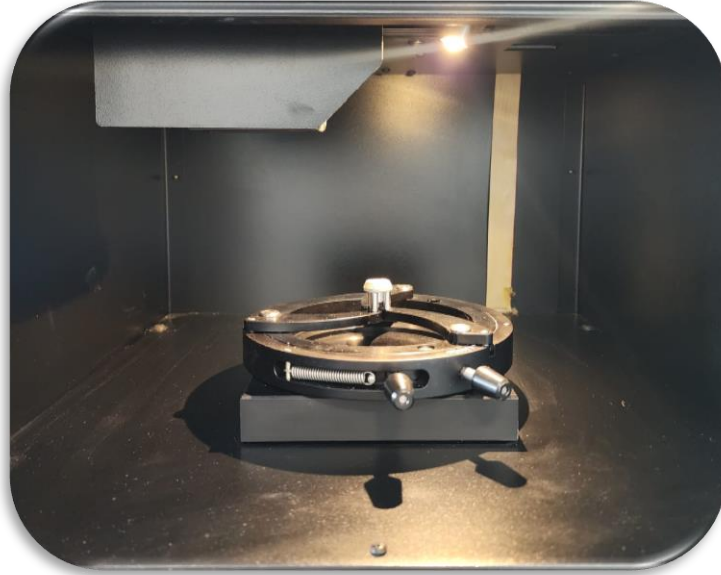


Şekil 5.29. Çalışmada kullanılan üç boyutlu lazer tarayıcı



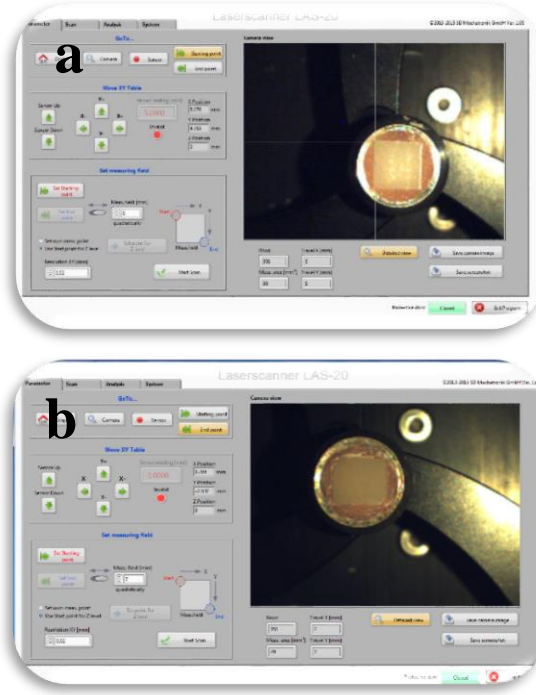
Şekil 5.30. Üç boyutlu lazer tarayıcının iç kısmısının görüntüsü

Tarama işlemleri, yaşlandırma işlemlerinden önce ve sonra olmak üzere her örnek için 2 defa uygulandı. Taranacak olan örnek, cihazın iç kısmında bulunan sabitleyici parça içerisine yerleştirildi.



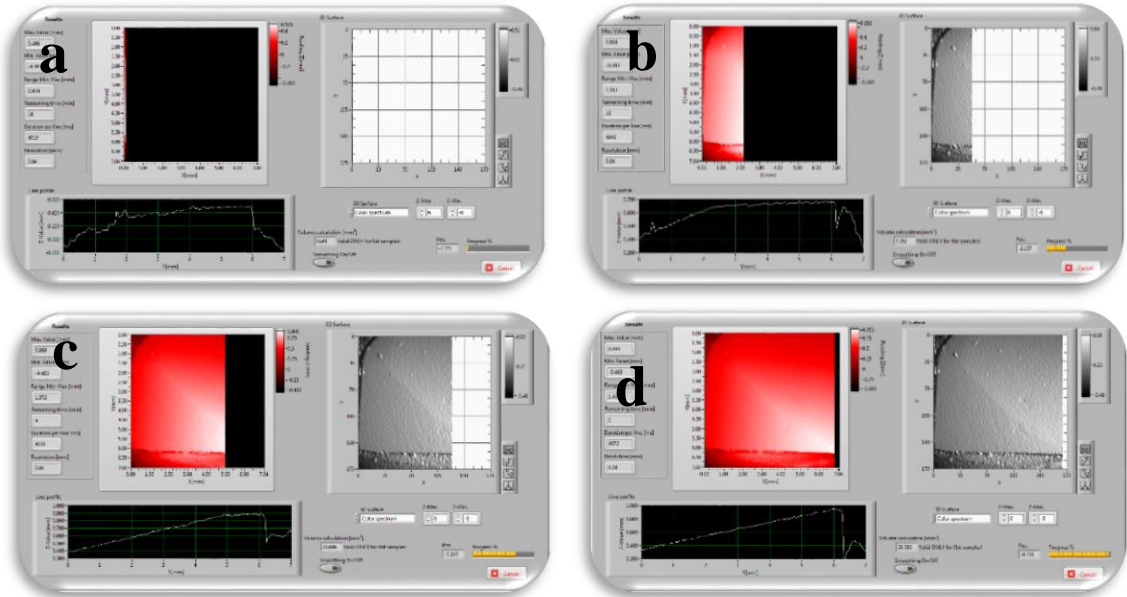
Şekil 5.31. Lazer tarama cihazına yerleştirilen örnek

Bilgisayar ile destekli olarak kullanılan cihazda, hazırlanan 96 adet örneğin taranacak olan yüzeylerinin başlangıç ve bitiş noktaları ayarlandı ve 3 boyutlu yüzey tarama işlemleri gerçekleştirildi.



Şekil 5.32. a.b. Lazer tarayıcıda örneklerin taranacak yüzeylerinin başlangıç ve bitiş noktalarının belirlenmesi

Taramanın ölçüm adımı 0,02 mm olacak şekilde ayarlandı. Taranacak materyalin türü, seramik olarak seçildikten sonra yüzey tarama işlemine başlandı. Tarama işlemi, yaklaşık 40 dakika sürdü. Elde edilen veriler bilgisayar ortamında saklandı.



Şekil 5.33. a.b.c.d. Örneklerin üç boyutlu lazer tarama işleminin gerçekleştirilmesi

Çalışmamızda, antagonist örneklerin tüberkül tepelerinin taramalarının gerçekleştirilebilmesi için Optimal Diş Laboratuvarı'nda bulunan inEos X5 tarama cihazı (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) kullanıldı.



Şekil 5.34. in Eos X5 tarama cihazı

Örnek tutucular içerisinde bulunan antagonist örnekler, lazer tarama için matlaştırıcı sprej (Creamagna Chemicals, İstanbul, Türkiye) ile 30 cm uzaklıktan uygulanacak şekilde kaplandı. Ardından in Eos X5 tarama cihazına yerleştirilerek yüzey taramaları gerçekleştirildi. Örnekler, matlaştırıcı sprejin ortamdaki uzaklaştırılması için buhar ile temizlendi.



Şekil 5.35. Antagonistlerin taraması

a. Antagonistlerin tarayıcıya yerleştirilmesi

b. Antagonist örneklerin taramış görüntüsü

5.2.8. Hazırlanan örneklerin inkübasyon cihazına yerleştirilmesi

Çiğneme simülatörüne yerleştirilmeden önce tüm örnekler ve antagonistler Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Biyokimya Anabilim Dalı Marmara Zebra Balığı Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Nüve Kuru Havalı İnkübatör En 055 (Nüve, Akyurt, Ankara) içerisinde 37 °C'de 24 saat bekletildi.



Şekil 5.36. Kuru Havalı İnkübatör

5.2.9. Örneklerin çiğneme simülatöründe yaşlandırmaya uğratılması

Çalışmamızda 8 farklı gruba ait toplam 96 örnek ve 96 antagonist, dual akslı çiğneme simülatörü ile dinamik olarak yüklendi. Çiğneme simülasyonu, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Dual akslı çiğneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simülatör CS-4.2, Willytech, Münih, Almanya); bilgisayara entegre olarak kullanılan, örnekler üzerine çift yönde (dikey ve yatay) kuvvet uygulayabilen, çiğneme döngüsünü yaparken aynı zamanda termak siklus da uygulayabilen bir cihazdır.



Şekil 5.37. Dual akslı çiğneme simülatörü

Cihazda, örneklerin yerleştirildiği 4 adet örnek tutucu ve bu tutucuları içinde barındıran silindir formunda sıvı hazneleri bulunmaktadır. Cihaz, alt ve üst kompartıman olmak üzere 2 kısımdan oluşmaktadır.

Çalışmamızda, cihazın alt bölümüne 4 farklı CAD/CAM materyalinden hazırlanan cilalanmış ve glazelenmiş örnekler yerleştirilirken, üst kompartımana monolitik zirkonya materyalinden hazırlanan antagonist örnekler örnek tutucular ile sabitlendi.



Şekil 5.38. Çiğneme simülatörünün üst ve alt kompartımanları ve sıvı haznesi

Örnekler yaklaşık 1 yıllık klinik kullanıma eşdeğer olan 240 000 döngü çiğneme simülasyonuna tabii tutuldu. Bu döngü esnasında çiğneme kuvvetine (49 N) eşdeğer olması amacıyla 50 N'luk yük ile beraber eş zamanlı olarak 5-55 °C ısı döngüsü uygulandı. Dual akslı çiğneme simülatörünün ayarlanan özellikleri Tablo 5.4'de gösterilmektedir.

Tablo 5.4. Çiğneme simülasyonu için parametreler

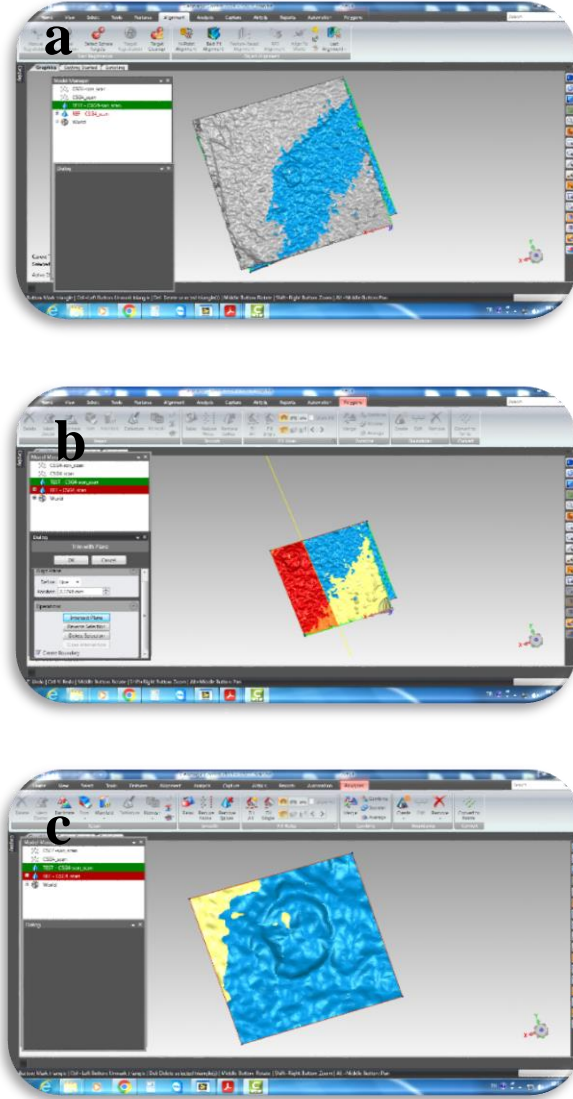
Parametreler	
Vertikal hareket	6 mm
Yükselme hızı	55 mm/s
Alçalma hızı	30 mm/s
Yük	50 N
Yatay hareket	0,3 mm
Geri hız	5 mm/s
İleri hız	30 mm/s
Kinetik enerji	$2\ 250 \times 10^{-6}$
Döngü sıklığı	1,3 Hz
Termal siklus sıcaklıkları	5-55 °C

5.2.10. Aşınma miktarının belirlenmesi

Çiğneme simülatöründe yapılan dinamik yükleme sonrasında örnekler ve antagonistler ikinci kez lazer tarayıcıda tarandı. Her bir örnek için elde edilen, aşınma öncesi ve sonrası veriler, analiz için kullanılacak olan üç boyutlu görüntü elde etmek amacıyla, yüzeyin veri noktalarının dönüşümünü gerçekleştiren Geomagic Control (3D Systems Inc., Rock Hill, ABD) programına aktarıldı.

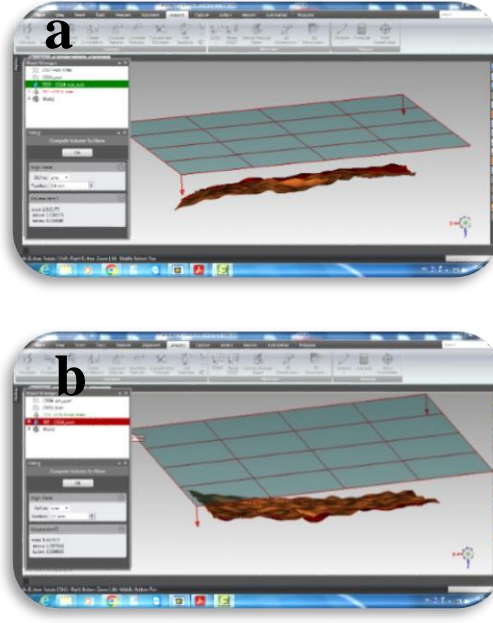
Aşınma ölçümü yapılacak olan örnekten aşınma öncesi alınan veri Geomagic programına aktarıldı ve görüntü ayarları yapıldı.

Programa aktarılan veriler, aşınma meydana gelen bölgeleri tespit etmek için üst üste çakıştırıldı. Program yardımı ile iki görüntünün üst üste geldiği en uygun hali bulundu. Daha sonra çakıştırılan görüntüler aynı anda tutularak aynı yerlerden kesildi. Üst üste çakıştırılan görüntülerden fazlalıklar uzaklaştırılarak sadece aşınmanın gerçekleştiği bölge kalacak şekilde görüntü trimlendi.



Şekil 5.41.a.b.c. Görüntülerin üst üste getirilerek trimlenmesi

Çakıştırma sonrası her bir örneğin ilk ve son halinin, ayrı ayrı belirli bir düzleme olan hacimsel uzaklıkları hesaplandı ve meydana gelen aşınma miktarı belirlendi. Aynı işlemler tüm örnekler ve antagonistler için tekrarlandı ve data elde edildi.



Şekil 5.42.a.b. Aşınma testi öncesi ve sonrası üç boyutlu görüntünün düzleme olan hacimsel uzaklığının hesaplanması

5.3. İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 21.0 programı kullanılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken, tanımlayıcı istatistiksel metodlar; Frekans, Yüzde, Ortalama, Standart kullanılmıştır. Çalışma verilerinin normal dağılım koşulunu sağlayıp sağlamadığının belirlenmesi için Kolmogorov Simirnov testi kullanılmıştır. Ana gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olup olmadığının belirlenmesi için Kruskal Wallis testi kullanılmıştır. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Aşınma miktarı ve aşınma hacmi arasındaki korelasyonun belirlenmesi için Kendall's Tau-b testi kullanılmıştır. Sonuçlar %95 güven aralığında anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

6. BULGULAR

Bu in vitro çalışmada, cilalanmış ve glazelenmiş lityum disilikat, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat, monolitik zirkonya ve hibrit nanoseramik materyallerinin monolitik zirkonya antagonistler karşısında aşınma özellikleri, 3 boyutlu tarama, çakıştırma ve aradaki farkın dijital olarak hesaplanması ile belirlenmiştir.

6.1. Örneklerin Aşınma Ölçüm Değerlerinin Karşılaştırılması

Çalışmada kullanılan lityum disilikat, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat, monolitik zirkonya ve hibrit nanoseramik materyallerinde meydana gelen aşınma miktarları Tablo 6.1’de gösterilmektedir.

Tablo 6.1 Materyallerde meydana gelen aşınma miktarları

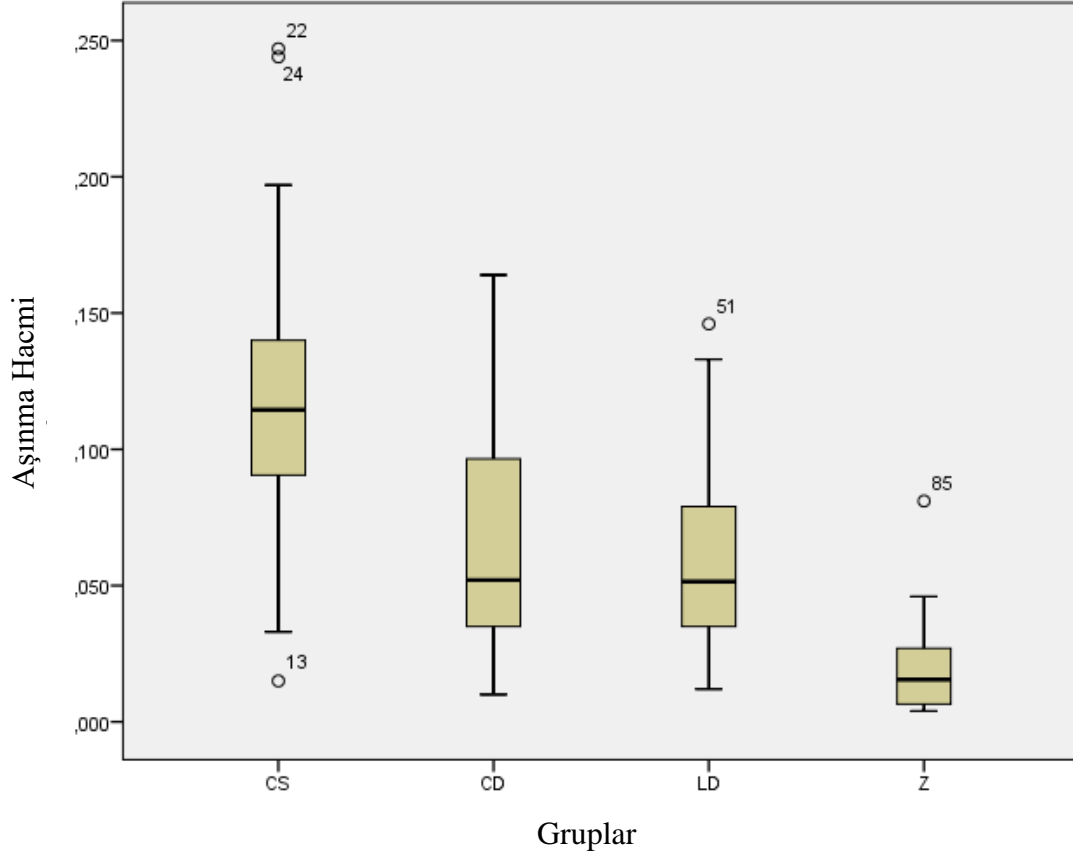
		N	Ort	SS	p
Aşınma Hacmi (mm ³)	CS	24	0,121	0,056	<0,001
	CD	24	0,066	0,041	
	LD	24	0,060	0,036	
	Z	24	0,020	0,018	
Aşınma Miktarı (mm)	CS	24	0,078	0,027	
	CD	24	0,039	0,029	
	LD	24	0,040	0,027	
	Z	24	0,003	0,002	

*Kruskal Wallis testi, $p < 0,05$

Çalışmada kullanılan lityum disilikat, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat, monolitik zirkonya ve hibrit nanoseramik materyallerinin aşınma miktarlarının karşılaştırılması için Kruskal Wallis testi kullanıldı. İncelenen materyallerin tümünün aşınma miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi.

Materyallerin aşınma hacmi (mm³) ve aşınma miktarı (mm) arasındaki korelasyonun değerlendirilmesi için Kendall’s Tau-b testi kullanıldı. Bu iki parametre arasında %90’lık pozitif yönlü kuvvetli bir istatistiksel ilişki tespit edildi ($p = 0,01$).

Hibrit nanoseramik örneklerde meydana gelen aşınma hacmi (ort=0,121 mm³) diğer tüm örneklerle kıyasla daha yüksek bulunurken bunu zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat örneklerde meydana gelen aşınma hacmi (ort=0,066 mm³) ve lityum disilikat örneklerde meydana gelen aşınma hacmi (ort=0,060 mm³) takip etti. Monolitik zirkonya örneklerde meydana gelen aşınma hacmi (ort=0,020 mm³) diğer tüm örneklerle kıyasla en düşük tespit edildi (Tablo 6.1, Şekil 6.1).



Şekil 6.1. Tüm materyallerin aşınma hacimlerinin karşılaştırılması sütun grafiği

6.2 Cilalanmış ve glazelenmiş lityum disilikat grupların karşılaştırılması

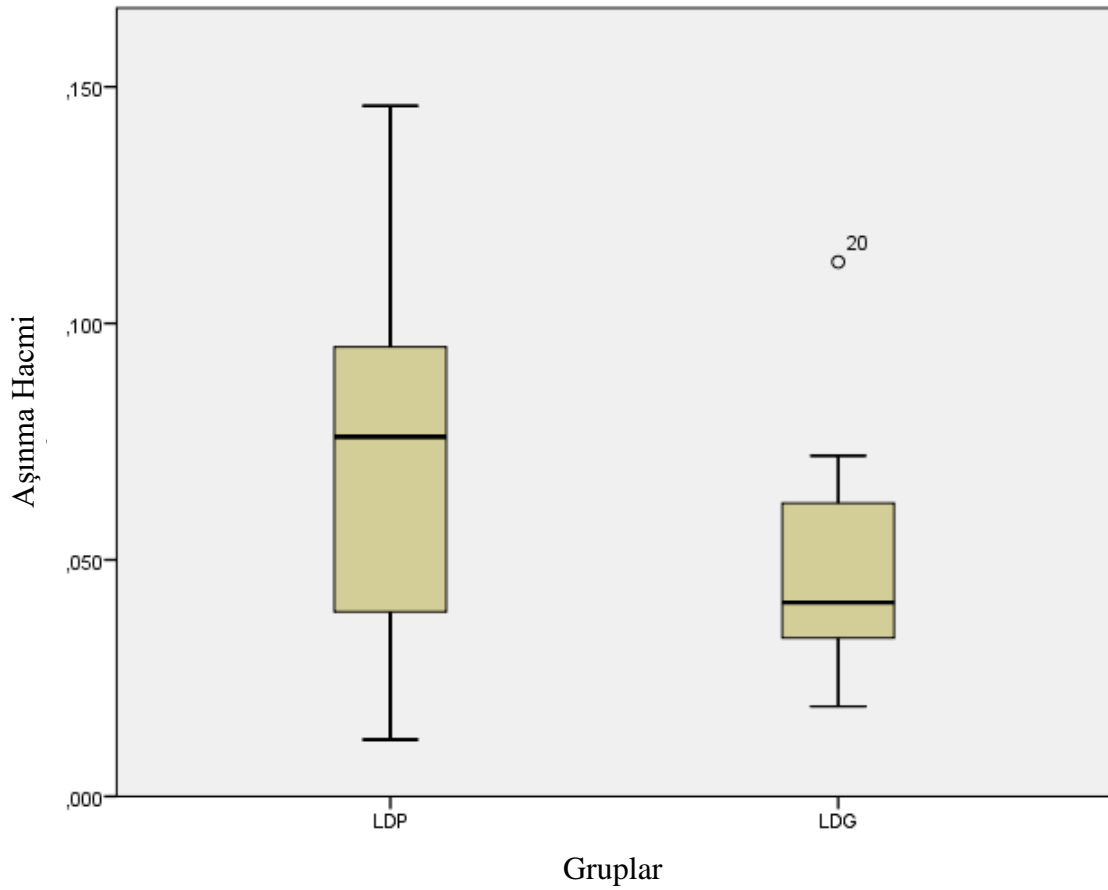
Tablo 6.2 Cilalanmış ve glazelenmiş lityum disilikat grupların aşınma hacimlerinin karşılaştırılması

Materyal	N	Ort.	SS.	<i>p</i>
LDP	12	0,072	0,042	0,203
LDG	12	0,049	0,026	

*Mann Whitney U testi, $p < 0,05$

Cilalanmış ve glazelenmiş lityum disilikat örneklerin aşınma hacimlerinin karşılaştırılması Tablo 6.2.'de gösterilmektedir.

Cilalanmış lityum disilikat ile glazelenmiş lityum disilikat örneklerin aşınma hacimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup olmadığını belirlemek için Mann Whitney U testi kullanıldı. Cilalanmış lityum disilikat örneklerin aşınma hacimleri glazelenmiş lityum disilikat örneklerin aşınma hacimlerinden yüksek tespit edilmiş olsa da anlamlı farklılık bulunamadı ($p=0,203$) ($p > 0,05$) (Tablo 6.2, Şekil 6.2).



Şekil 6.2. Cilalanmış ve glazelenmiş lityum disilikat örneklerin aşınma hacimlerinin karşılaştırılması sütun grafiği

6.3 Cilalanmış ve glazelenmiş hibrit nanoseramik grupların karşılaştırılması

Tablo 6.3 Cilalanmış ve glazelenmiş hibrit nanoseramik grupların aşınma hacimlerinin karşılaştırılması

Materyal	N	Ort.	SS.	p
CSP	12	0,114	0,031	0,488
CSG	12	0,128	0,074	

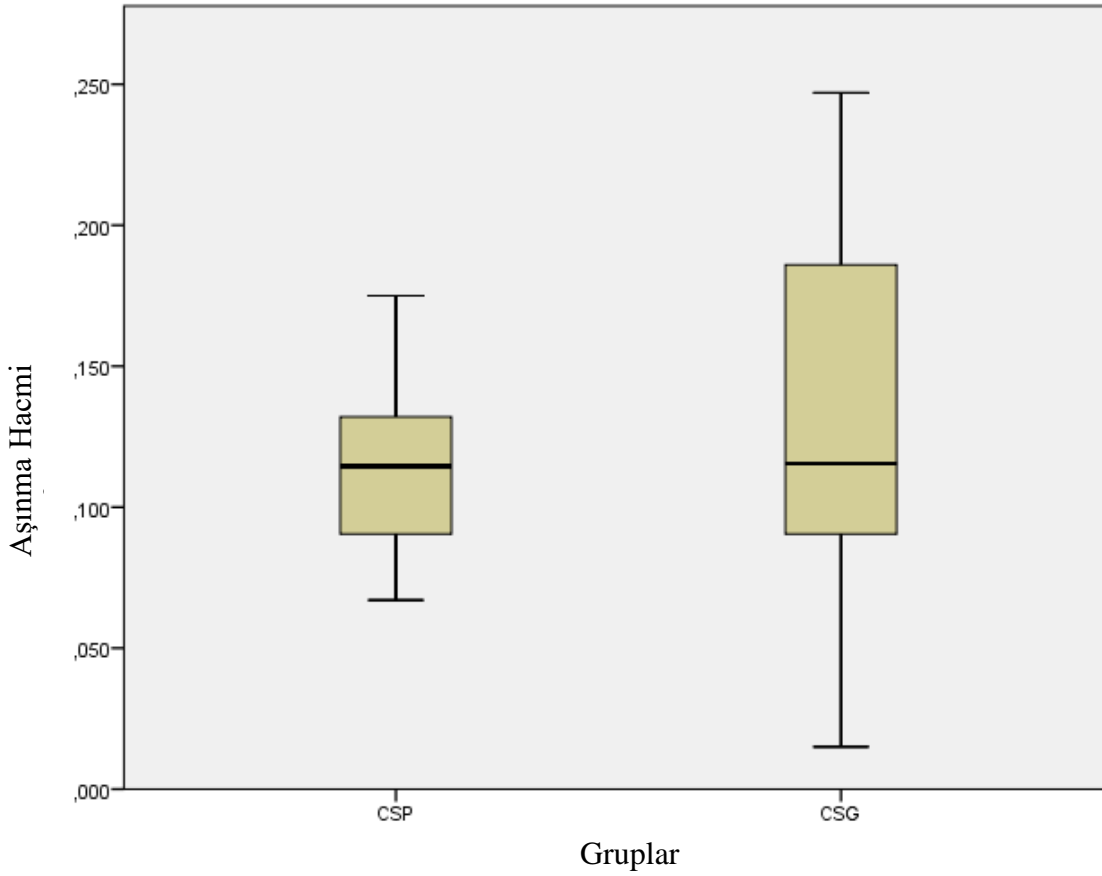
*

Mann Whitney U testi, p<0,05

Cilalanmış ve glazelenmiş hibrit nanoseramik örneklerin aşınma hacimlerinin karşılaştırılması Tablo 6.3'te gösterilmektedir.

Cilalanmış hibrit nanoseramik ile glazelenmiş hibrit nanoseramik örneklerin aşınma miktarı arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup olmadığını belirlemek için Mann Whitney U testi kullanıldı. Cilalanmış hibrit nanoseramik örneklerde meydana gelen aşınma hacmi

glazelenmiş hibrit nanoseramik örneklerde meydana gelen aşınma hacminden düşük tespit edilmiş olsa da anlamlı farklılık bulunamadı ($p= 0,488$) ($p>0,05$) (Tablo 6.3, Şekil 6.3).



Şekil 6.3. Cilalanmış ve glazelenmiş hibrit nanoseramik örneklerin aşınma hacimlerinin karşılaştırılması sütun grafiği

6.4 Cilalanmış ve glazelenmiş zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat grupların karşılaştırılması

Tablo 6.4 Cilalanmış ve glazelenmiş zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat örneklerin aşınma hacimlerinin karşılaştırılması

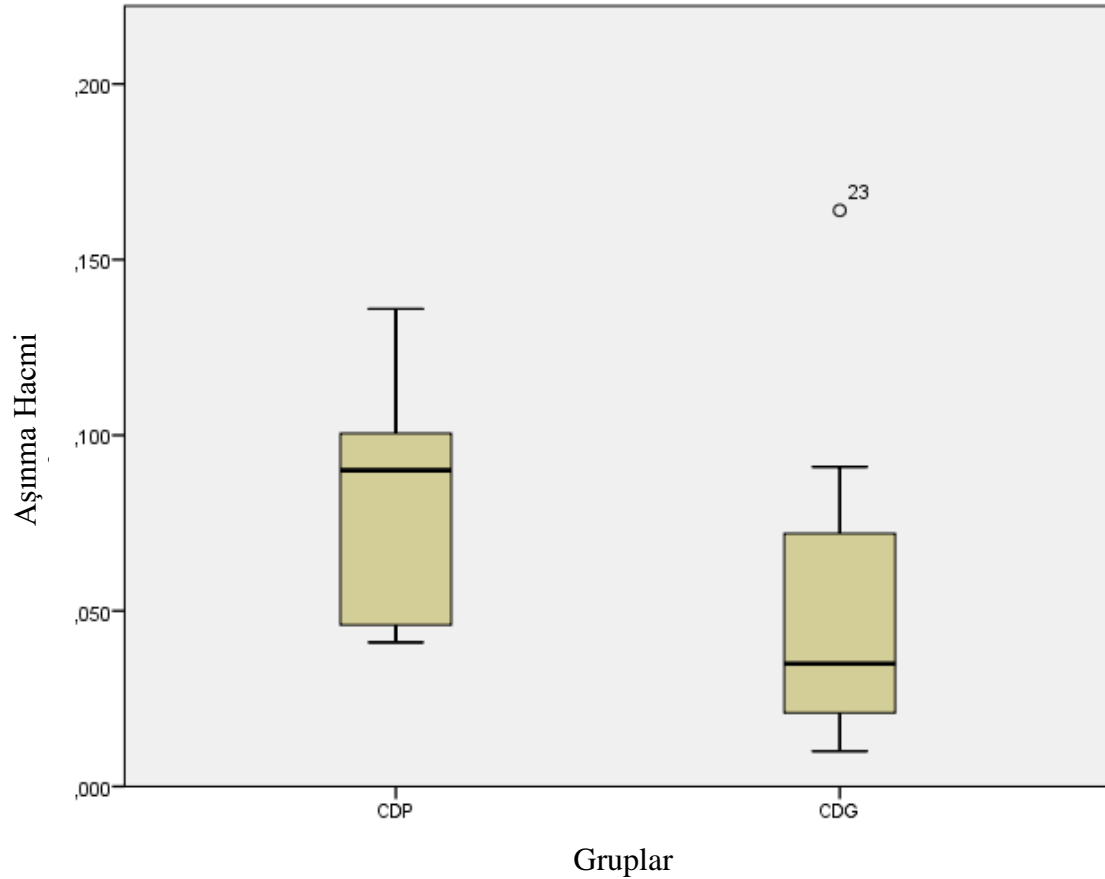
Materyal	N	Ort.	SS.	<i>p</i>
CDP	12	0,082	0,031	0,026
CDG	12	0,050	0,045	

*Mann Whitney U testi, $p<0,05$

Cilalanmış ve glazelenmiş zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat örneklerin aşınma miktarlarının karşılaştırılması Tablo 6.4.'te gösterilmektedir.

Cilalanmış zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ile glazelenmiş zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat örneklerin aşınma miktarı arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup olmadığını belirlemek için Mann Whitney U testi kullanıldı.

Cilalanmış zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat örneklerde meydana gelen aşınma miktarı, glazelenmiş zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat örneklerde meydana gelen aşınma miktarından daha yüksek bulundu ($p=0,026$) ($p<0,05$) (Tablo 6.4, Şekil 6.4).



Şekil 6.4 Cilalanmış ve glazelenmiş zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat örneklerin aşınma hacimlerinin karşılaştırılması sütun grafiği

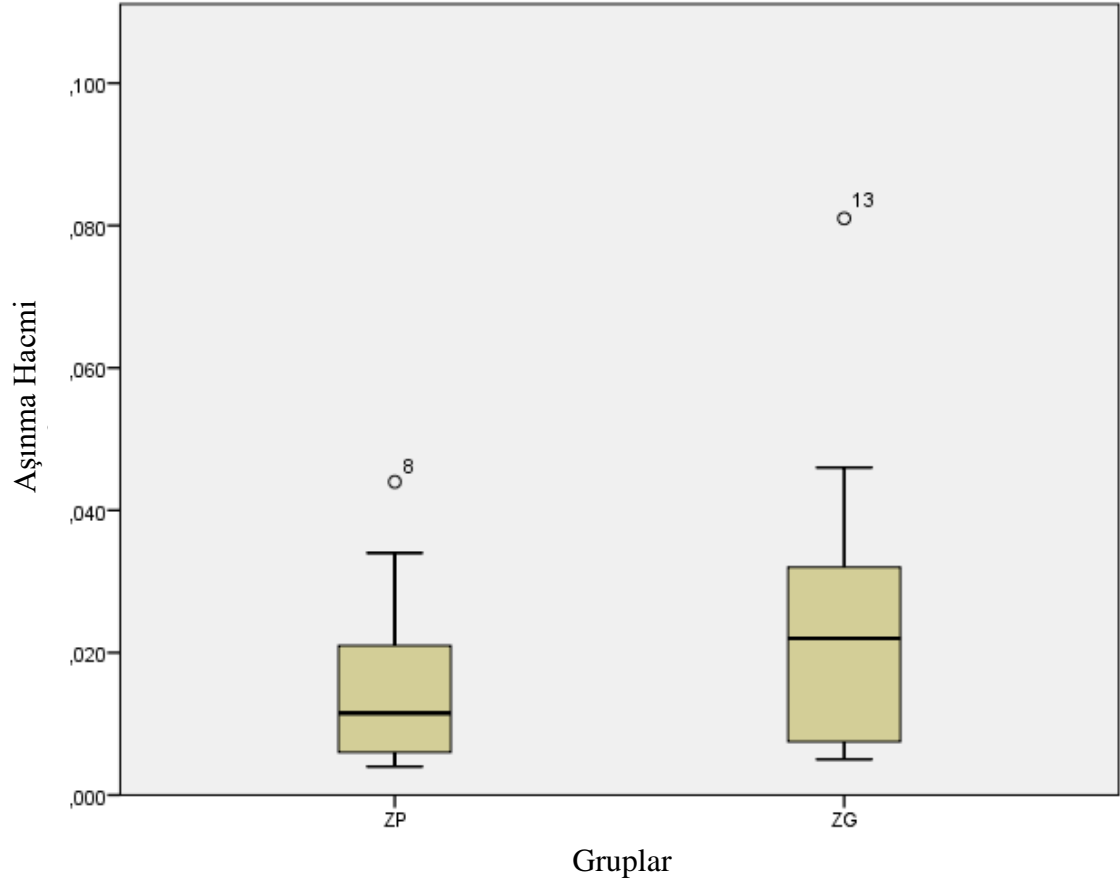
6.5 Cilalanmış ve glazelenmiş monolitik zirkonya grupların karşılaştırılması

Tablo 6.5 Cilalanmış ve glazelenmiş monolitik zirkonya örneklerin aşınma hacimlerinin karşılaştırılması

Materyal	N	Ort.	SS.	<i>p</i>
ZP	12	0,016	0,012	0,538
ZG	12	0,025	0,022	

*Mann Whitney U testi, $p<0,05$

Cilalanmış ve glazelenmiş monolitik zirkonya örneklerin aşınma hacimlerinin karşılaştırılması Tablo 6.5.'te gösterilmektedir. Cilalanmış monolitik zirkonya ile glazelenmiş monolitik zirkonya örneklerin aşınma hacimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup olmadığını belirlemek için Mann Whitney U testi kullanıldı. Cilalanmış monolitik zirkonya örneklerin aşınma hacimleri glazelenmiş monolitik zirkonya örneklerin aşınma hacimlerinden düşük tespit edilmiş olsa da anlamlı farklılık bulunamadı ($p=0,538$) ($p>0,05$) (Tablo 6.5, Şekil 6.6).



Şekil 6.5. Cilalanmış ve glazelenmiş monolitik zirkonya örneklerin aşınma hacimlerinin karşılaştırılması sütun grafiği

6.6. Antagonist grupların karşılaştırılması

Tablo 6.6. Antagonistlerde meydana gelen aşınma miktarları

Materyal	N	Ort.	SS.	p
CSPA	12	0,002	0,001	0,969
CSGA	12	0,002	0,001	
CDPA	12	0,003	0,001	
CDGA	12	0,002	0,001	
LDPA	12	0,002	0,001	
LDGA	12	0,003	0,001	
ZPA	12	0,002	0,001	
ZGA	12	0,003	0,001	

*Kruskal Wallis testi, $p < 0,05$

Cilalanmış monolitik zirkonya antagonistlerin aşınma hacimlerinin karşılaştırılması Tablo 6.6.'da gösterilmektedir.

Antagonistlerin aşınma hacimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup olmadığını belirlemek için Kruskal Wallis testi kullanıldı.

Tüm gruplarda meydana gelen ortalama aşınma hacmi birbirlerine benzer bulundu.

7. TARTIŞMA ve SONUÇ

CAD/CAM sistemleri son 25 yılda diş hekimliğinin giderek daha da yaygın kullanılan ve popülerleşen bir parçası haline gelmiştir. Diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisinin gelişmesi, tedavi planlamalarını ve protetik restorasyonların üretim sürecini konvansiyonel yöntemlere kıyasla değiştirmektedir (Suganna ve ark., 2022). Dijital iş akışının geleneksel ölçü tekniğine göre başlıca avantajları, hastanın konforunun yanı sıra üretilen protetik restorasyonların mükemmel marjinal ve iç uyumudur (Chochlidakis ve ark. 2016; Gallardo ve ark. 2018). Endüstriyel olarak üretilen CAD/CAM blokların uygulanması; restorasyonların yapısında oluşabilecek pöröziteleri ortadan kaldırarak homojen mikro-yapı sayesinde üretim ve klinik uygulama sırasında çıkabilecek problemleri en aza indirmekte sonuç olarak klinik başarının ve güvenilirliğin artmasını sağlamaktadır (Belli ve ark., 2017; Zhang ve Kelly, 2017). Tam seramik restorasyonlar ve dijital üretim süreci için piyasada mevcut geniş bir materyal yelpazesi bulunmaktadır ve yeni teknolojiler sayesinde her geçen gün mekanik ve estetik özellikleri geliştirilmiş yeni CAD/CAM bloklar piyasaya sunulmaktadır (Spitznagel ve ark., 2018).

Diş aşınması, çiğneme veya parafonksiyonel alışkanlıklar sırasında dişler veya protetik restorasyonlar arasındaki doğrudan temastan kaynaklanan sert diş yapısının çok faktörlü bir kaybı olarak tanımlanmaktadır (Warreth ve ark., 2020). Bu durum, aşındırıcı maddelerle temas veya farklı asitlerin etkisinden de kaynaklanabilmektedir. Diş aşınması; mine ve dentin kaybı, aşırı hassasiyet, dikey boyut kaybı, temporomandibular bozukluklar, fonksiyonel ve estetik problemler gibi çok çeşitli klinik sorunlara neden olabilmektedir (Aljomard ve ark., 2022). Protetik ve restoratif restorasyonlarda kullanılan materyaller diş aşınma miktarını etkileyebilmektedir. Bu nedenle uygun restoratif strateji ve materyal seçimi aşınma miktarının kontrolü için önemlidir (Green, 2016).

Bu çalışmada lityum disilikat, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat, hibrit nanoseramik ve piyasaya yeni sürülmüş dayanım gradyanlı monolitik zirkonya materyali olmak üzere 4 farklı CAD/CAM materyalinin, glazelenmiş ve cilalanmış olmak üzere iki farklı yüzey bitim tekniğinin materyallerinin aşınma miktarlarına etkisinin analiz edilmesi amaçlandı.

Protetik ve restoratif restorasyonların aşınma ve aşındırma potansiyelleri, kullanılan materyalin cinsine ve mikro yapısına bağlıdır (De Angelis ve ark., 2020; Ludovichetti ve ark., 2018; Oh ve ark., 2002; Vardhaman ve ark., 2020; Zurek ve ark., 2019). Bu materyallerin yüzey pürüzlülüğü (Daryakenari ve ark., 2019; Figueiredo-Pina ve ark., 2016; Ghazal ve Kern, 2009; Lawson ve ark., 2014; Matzinger ve ark., 2019; Wiedenmann ve ark., 2020), sürtünme katsayısı

(Freddo ve ark., 2016), elastik modülüsü (Lawson ve ark., 2016), kırılma dayanımı (Wiedenmann ve ark., 2020; Zierden ve ark., 2018) ve sertlikleri (Aljomard ve ark., 2022 Lawson ve ark., 2016) de aşınma paterninde rol oynayan faktörlerdendir. Geçmişte yapılan birçok çalışma (Hudson ve ark., 1995; Jagger ve ark., 1995) daha sert materyallerin, antagonist diş minesinde daha fazla aşınmaya neden olduğunu öne sürmektedir. Öte yandan yapılan bazı çalışmalar (Başer, 2014; D’Arcangelo ve ark., 2016; Freddo ve ark., 2016; Maier E, 2022; Oh ve ark., 2002) materyallerin yüzey pürüzlülüğünün ve kırılma dayanımları gibi diğer faktörlerin, antagonist diş minesinin aşınması üzerinde sertlikten daha önemli bir etkiye sahip olduklarını göstermektedir. Oh ve ark. (2002) yaptıkları çalışmada, seramik materyalinin sertliğinin, diş minesinin aşınma süreciyle ilişkili olmadığını belirtmişlerdir. Bunun yerine seramiğin mikroyapısı ve temas yüzeyinin pürüzlülüğünün aşınma sürecinde daha etkili parametreler olduklarını ortaya koymuşlardır. Mörmann ve ark. (2013) ile Ludovichetti ve ark. (2018) ise sertliği daha az olan materyallerin daha az mine aşınmasına neden olduklarını belirtmişlerdir ancak Ludovichetti ve ark. (2018) materyallerin aşınması ile yüzey pürüzlülükleri ve sürtünme katsayıları arasında bir ilişki tespit edememişlerdir.

İdeal bir restoratif materyal, doğal diş dokularına benzer özellikler göstermelidir. Mine ve dentinin fizyolojik aşınma miktarı, restoratif materyallerin kabul edilebilir aşınma modeli için referans olmaktadır (De Angelis ve ark., 2020). Geçmişte yapılan çalışmalar Tip III altın alaşımının aşınma paterninin mineninkine çok benzer olduğunu göstermiştir (D’Arcangelo ve ark., 2014; D’Arcangelo ve ark., 2016; De Angelis ve ark., 2020). Altın geçmişte sıklıkla kullanılan protetik bir materyal olsa da estetik açıdan günümüzde oldukça yetersizdir. Estetik özelliklerinin mükemmel kabul edildiği lityum disilikat materyalinin altın ile karşılaştırıldığı iki çalışmada lityum disilikatın aşınma miktarı altın ile benzer bulunmuştur (D’Arcangelo ve ark., 2016; De Angelis ve ark., 2020). Lityum disilikatın aşınma ve aşındırma özelliklerinin mine ile karşılaştırıldığı in vitro çalışmalar, materyalin yüzeyinin ideal bir şekilde cilalandığı durumlarda lityum disilikatın aşınma ve aşındırma paternini mineninkine oldukça yakın olduğunu tespit etmiş ve materyalin ağız içerisinde kullanımının uygun olduğunu bildirmişlerdir (Zarone ve ark., 2016; Zarone ve ark., 2019). Lityum disilikat materyalinin aşınma ve aşındırma özelliklerinin mine karşısında değerlendirildiği 4 yıllık bir in vivo çalışma (Silva ve ark., 2011) ise lityum disilikat materyalini klinik olarak dayanıklı ve aşınmaya uyumlu bulmuştur. Uygulanan kronların aşınma miktarları minimum bulunurken, karşıt arktaki minede meydana gelen aşınmanın klinik olarak kabul edilebilir olduğu belirtilmiştir. Bu nedenle mevcut çalışmada kontrol grubu olarak lityum disilikat materyali seçildi.

Farklı seramik materyallerin mine ve diğer restoratif materyaller karşısında gösterdikleri aşınma ve aşındırma paternlerinin nasıl etkilendiğinin araştırılması klinik olarak daha başarılı materyallerin geliştirilebilmesi için gereklidir (Freddo ve ark., 2016). Buna rağmen, León Velastegui ve ark. (2022) yaptıkları meta-analizde piyasaya sürülen yeni dental materyallerin mekanik özelliklerinin klinik olarak yeteri kadar test edilmediğini belirtmişlerdir. Bilgimiz dahilinde, piyasaya yeni sürülmüş olan “Gradyan Teknolojisi” kullanılarak üretilen dayanım gradyanlı monolitik zirkonya (IPS e.max ZirCAD Prime, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) materyalinin aşınma özelliklerinin incelendiği sadece bir çalışma bulunmaktadır (Michailova ve ark., 2020).

İki farklı üretici tarafından piyasaya sürülmüş olan ZLS materyali bulunmaktadır. Celtra Duo (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) materyali üretici firma tarafından tam sinterize formda üretilmektedir. Üretici firma, materyalin mekanik cilalama sonrasında direkt, veya materyale ekstra ısıl işlem uygulandıktan sonra daha yüksek bükülme dayanımı elde edilerek uygulanabileceğini belirtmiştir. Celtra Duo materyalinin aşınma paternini herhangi bir işlem uygulamadan (Aladağ ve ark., 2019; Lawson ve ark., 2016; Ludovichetti ve ark., 2018; Ozkır ve ark., 2022; Tribst ve ark., 2019; Wille ve ark., 2021; Yılmaz, 2020; Zaim ve ark., 2022) veya ekstra ısıl işleme tabii tutarak diğer materyallerle karşılaştıran çalışmalar (D’Arcangelo ve ark., 2016; Fouda ve ark., 2022) literatürde mevcut olsa da materyali her iki halinde karşılaştıran çalışmaların (De Angelis ve ark., 2020; Matzinger ve ark., 2019) sayısı sınırlıdır.

Farklı mikroyapısı ile seramiklerin alt grubunda yer alan, içeriğinde hem rezin matriks hem de seramik partikülleri içeren bir başka materyal ise hibrit nano-seramiklerdir. Farklı üretici firmalar tarafından piyasaya sürülmüş çok çeşitli rezin matriks seramikler mevcuttur. Literatürde yapılmış çalışmalarda bu materyaller genellikle diğer rezin matriks seramiklerle veya kompozit içerikli materyallerle karşılaştırılmıştır (Aladağ ve ark., 2019; Jin ve ark., 2023; Lassila ve ark., 2023; Stöckl ve ark., 2018; Zoller ve ark., 2021). Tüm bu nedenler sebebiyle çalışmamızda incelenmek üzere lityum disilikat, dayanım gradyanlı monolitik zirkonya, zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat ve hibrit nanoseramik materyalleri seçildi.

Günümüzde literatürde, materyallerin aşınma miktarlarının incelenmesi için oluşturulmuş bir protokol bulunmamaktadır (Heintze ve ark., 2006; León Velastegui ve ark., 2022). Literatürdeki çok çeşitli bulgular, aşınmanın karmaşık bir olay olduğunu ve sonuçların büyük ölçüde deney tasarımına ve kullanılan parametrelere bağlı olduğunu doğrulamaktadır (Matzinger ve ark., 2019). Araştırmacıların kullandığı materyal şekli ve boyutu, materyal yüzey özellikleri, çigneme simülâtörü parametreleri, antagonist materyalin cinsi ve şekli, aşınma

ölçümlerinin değerlendirilmesi çalışmadan çalışmaya farklılık göstermektedir (Heintze ve ark., 2019).

Literatüre bakıldığında, farklı çalışmalarda, disk formunda (Daryakenari ve ark., 2019; D’Arcangelo ve ark., 2015; Lawson ve ark., 2016; Matzinger ve ark., 2018; Ozkir ve ark., 2022; Tribst ve ark., 2019; Wendler ve ark., 2020; Zhang ve ark., 2019), kare formunda (Lawson ve ark., 2014; Turker ve Kursoğlu, 2021; Vardhaman ve ark., 2020; Yılmaz, 2020; Zurek ve ark., 2019), silindir formunda (Alves ve ark., 2019; Ludovichetti ve ark., 2018) ve anatomik diş formunda (Çakmak ve ark., 2023; Tachibana ve ark., 2021; Wiedenmann ve ark., 2020; Wille ve ark., 2021; Zaim ve ark., 2022; Zierden ve ark., 2018) olmak üzere farklı şekillerde örneklerin hazırlandığı görülmektedir. Zaim ve ark. (2022) 14mm/14mm boyutlarında 2 mm kalınlığında; Vardhaman ve ark. (2020) 12.8mm/12.8mm boyutlarında 1 mm kalınlığında; Turker ve Kursoğlu (2021) 6mm/6mm boyutlarında 6 mm kalınlığında; Zurek ve ark. (2019) ise 8mm/8mm boyutlarında 2 mm kalınlığında kare formunda örnekler hazırlamışlardır. Çalışmamızda, dual akslı çiğneme simülatörünün standart örnek tutucularının içerisine sığması amacı ile 7 mm/7 mm ebatlarında ve 3 mm kalınlığında kare formunda örnekler hazırlandı.

Aşınma çalışmaları değerlendirildiğinde kullanılan antagonist materyalin cinsi ve şekli konusunda literatürde farklı görüşler bulunmaktadır. İncelenen materyallerin minede meydana getirdiği aşınma miktarını da tespit etmek isteyen çalışmalar (Aladağ ve ark., 2019; Çakmak ve ark., 2023; Daryakenari ve ark., 2019; Diken Turksayar ve ark., 2022; Fouda ve ark., 2022; Lawson ve ark., 2014; Lawson ve ark., 2016; Selvaraj ve ark., 2021; Tang ve ark., 2021; Turker ve Kursoğlu, 2021) antagonist materyal olarak mineyi kullanmışlardır, ancak diş mineralizasyonu, diş minesinin anatomisi ve mikro-morfolojisindeki farklılıklar antagonist örneklerin standardize edilmesini zorlaştırmaktadır. Antagonist materyalde görülebilecek bu varyasyonların, deney ortamında ortaya çıkarabileceği farklı mekanik ve geometrik davranışlar nedeniyle ölçülen aşınma ve aşındırma değerlerinde sapmalara yol açması beklenebilmektedir (Heintze ve ark., 2006; Heintze ve ark., 2008; Zhang ve ark., 2019). Bu nedenle tüm çiğneme testlerinde aynı mekanik ve estetik özelliklere sahip antagonist materyalin kullanılmasının test sonuçlarının geçerliliğini arttıracığı bildirilmiştir (Yılmaz, 2020). Standardizasyonun sağlanması amacıyla literatürde aşınma testlerinde steatit (Alves ve ark., 2019; Rosentritt ve ark., 2020; Tribst ve ark., 2019; Wille ve ark., 2021; Zierden ve ark., 2018), alüminyum oksit (Yılmaz, 2020), paslanmaz çelik (Wiedenmann ve ark., 2020; Zhang ve ark., 2019), seramik (Matzinger ve ark., 2019) ve zirkonya (D’Arcangelo ve ark., 2014; De Angelis ve ark., 2020; Maier ve ark., 2022; Ozkir ve ark., 2022) gibi çok çeşitli antagonist materyaller kullanılmıştır. Ek olarak, antagonist materyalin geometrik şekli ve boyutu, incelenen materyal ile kontağa

gelecek temas yüzeyini etkilediğinden dolayı önemlidir. Antagonist materyalin mekanik özelliklerinin ve temas açısının değişmesi, oral tribolojideki aşınma mekanizmasını doğrudan etkilemektedir (Yılmaz, 2020). Bu nedenle, çalışmamızda 3 mm (D’Arcangelo ve ark., 2014) çapında 8,5 mm yüksekliğinde üçgensel prizma formunda antagonist örnekler monolitik zirkonya materyalinden üretildi.

CAD/CAM frezeleme sonrası materyallerin yüzeyinin pürüzlü olmasından ötürü cilalama ve glazeleme gibi yüzey bitim işlemlerinin yapılması zorunludur (Silva ve ark., 2014; Vichi ve ark., 2018). Bu işlemler yüzeyi daha pürüzsüz ve parlak hale getirmenin yanı sıra restorasyonun biyouyumluluğunu da artırarak plak akümüülasyonunu ve materyal/antagonist diş aşınmasını minimuma indirmektedir (Lawson ve Burgess, 2015; Oh ve ark., 2002; Silva ve ark., 2014). Yüzey bitim işlemlerinin materyallerin aşınma ve aşındırma potansiyellerini nasıl etkilediği birçok çalışmaya konu olmuş olsa da hangisinin daha ideal olduğu konusunda çelişkili sonuçlar mevcuttur (Buciumeanu ve ark., 2017; Çakmak ve ark., 2023; Lawson ve ark., 2014; Passos ve ark., 2014; Preis ve ark., 2016). Bazı araştırmacılar, glaze tabakasının zaman içerisinde aşınarak alt tabakalardaki cilasız yüzeyin antagonist ile kantağa geçtiğini, yüzey pürüzlülüğünü değiştirerek materyalin ve antagonistinin aşınmasını olumsuz etkilediğini bildirmişlerdir (Amer ve ark., 2014; Bartolo ve ark., 2017; D’Arcangelo ve ark., 2018; Janjavula ve ark., 2013; Kontos ve ark., 2013; Park ve ark., 2014; Preis ve ark., 2013; Sabrah ve ark., 2013; Selvaraj ve ark., 2021; Stawarczyk ve ark., 2013; Wiedenmann ve ark., 2020; Zurek ve ark., 2019). Öte yandan glazeli ve mekanik cilalı yüzeyler arasında aşınma ve aşındırma bakımından fark bulamayan çalışmalar da literatürde mevcuttur (Çakmak ve ark., 2023; Daryakenari ve ark., 2019; Sripecthdanond ve Leevailoj; 2014; Zandparsa ve ark., 2016). Bu nedenle mevcut çalışmada, incelenecek olan lityum disilikat, dayanım gradyanlı monolitik zirkonya, zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat ve hibrit nanoseramik materyallerine mekanik cilalanmış veya glazelenmiş olmak üzere iki farklı yüzey bitim tekniği uygulanması uygun görüldü.

Farklı aşınma test yöntemleri; kullanılan cihaz, uygulanan yük, döngü sayısı ve sıklığı, aşındırıcı ortamın varlığı gibi farklı faktörlere göre değişiklik gösterebilmektedir. Güvenilir sonuçlar elde edilebilmesi için test için kullanılan cihazın tekrarlanabilir sınırlar dahilinde çalışması gerekmektedir (Heintze ve ark., 2019). Literatüre bakıldığında çalışmalarda dual akslı çigneme simülatörü (Çakmak ve ark., 2023; De Angelis ve ark., 2020; Diken Turksayar ve ark., 2022; Gwon ve ark., 2019; Wiedenmann ve ark., 2020; Wille ve ark., 2021; Yılmaz, 2020; Zhang ve ark., 2019; Zierden ve ark., 2018), ACTA aşınma cihazı (Ludovichetti ve ark., 2018; Maier ve ark., 2022), OHSU oral aşınma simülatörü (Vardhaman ve ark., 2020), UAB aşınma cihazı (Lawson ve ark., 2014; Lawson ve ark., 2016), pin-on-disk veya pin-on-block tipindeki

cihazlar (Matzinger ve ark., 2018; Ozkir ve ark., 2022; Rosentritt ve ark., 2020; Zaim ve ark., 2022) gibi farklı aşınma testi cihazlarının kullanıldığı bilinmektedir.

Nitelikli bir aşınma testi cihazının dikey ve vertikal olmak üzere iki hareket eksenine sahip olması gerekmektedir. Şu anda piyasada bulunan üç çigneme simülatörü; Willytec Çigneme Simülatörü (Heintze, 2006), MTS Çigneme Simülatörü (DeLong ve Douglas, 1983; DeLong ve Douglas, 1991) ve Bose ElectroForce 3330 Dental Aşınma Simülatörü bu kriterleri karşılamaktadır (Heintze ve ark., 2019).

Willytech çigneme simülatörü iki hareket eksenine sahiptir, farklı ağırlıklar ile ağız içerisinde gerçekleşen çigneme hareketleri programlanarak simüle edilebilmektedir. Cihazın 2, 4 ve 8 hazneli olmak üzere farklı boyutları bulunmaktadır. Hazırlanan örnekler, örnek tutucular içine yerleştirildikten sonra örnekler üzerine dikey ve yatay kuvvetler uygulanarak çigneme hareketi gerçekleştirilmektedir. Çigneme hareketi için kullanılacak parametreler deneye göre değiştirilebilmektedir. Parametreler numuneler üzerinde yatay kuvvet uygulama uzunluğu (0,1-0,38 mm), dikey kuvvet uygulama uzunluğu (0,1-0,99 mm), çigneme sıklığı (0,1 Hz- 3,5 Hz), kompartımanların yatay hızı (10-90 mm/s), dikey hızı (10-90 mm/s) ve ağırlık kuvveti (10 N-120 N) arasında değişecek şekilde belirlenebilmektedir. Sistemin kendi yapısı içerisinde bulunan sıcaklık değişim ünitesi sayesinde numunelere simültane bir şekilde 4-60 °C arasında değişen sıcaklık döngüsü uygulanabilmektedir (Keban S, 2018). Bu nedenle, bu çalışmada SD Mechatronik firmasına ait dual akslı Willeytech çigneme simülatörü kullanıldı.

Farklı gıda maddelerini çigneyen insanlar üzerinde yapılan bir araştırmada, azı dişlerindeki dikey çigneme kuvvetinin 20 N ile 120 N arasında değiştiği ortaya konulmuştur (Heintze, 2006; Schindler ve ark., 1998; Yilmaz ve Sadeler, 2018b; Yilmaz, 2019; Yilmaz, 2020), ancak literatürde birçok çalışmada çigneme testi parametreleri belirlenirken referans yük olarak ortalama 50 N çigneme kuvveti kullanılmıştır (Çakmak ve ark., 2023; D’Arcangelo ve ark., 2014; De Angelis, 2020; Ozkir ve ark., 2022; Tachibana ve ark., 2021; Wiedenmann ve ark., 2020; Wille ve ark., 2021; Yilmaz, 2020; Zierden ve ark., 2018). Artmış çigneme kuvvetinin materyallerin aşınma ve aşındırma özelliklerine etkisini inceleyen bir çalışmada çigneme kuvveti cihazın izin verdiği maksimum değerde (120 N) kullanılmıştır (Turker ve Kursoğlu, 2021). Lutz ve ark (1992), 75 N ve 100 N gibi yüksek çigneme kuvveti değerlerinin, in vitro çigneme simülasyonu sırasında daha yüksek aşınma değerlerine yol açtığını rapor etmişlerdir. İzim ve Kursoğlu (2023) ise, aşınma miktarının artmasının çigneme kuvveti ile lineer bir ilişkide olmayabileceğini belirtmiştir. Bu çalışmada dinamik yükleme esnasında hazırlanan örneklerin tamamına standardizasyonu sağlamak adına ortalama çigneme kuvveti sayılan 50 N’luk yük uygulandı.

Çiğneme simülatörlerindeki mekanik döngü sayısı 50 000 ile 1 200 000 arasında değişmektedir (Yılmaz ve Sadeler, 2018a). Yapılan bir in vivo çalışmada, günlük ortalama çiğneme döngü sayısının 300 ile 700 arasında değiştiği bildirilmiştir (Lazaridou ve ark., 2015). Ayrıca, 240 000 çiğneme döngüsünün yaklaşık 1 senelik in vivo kullanıma karşılık geldiği belirtilmiştir (Yılmaz ve Sadeler, 2018a). Literatürde farklı araştırmacılar; 6 aylık (D’Arcangelo ve ark., 2014; Daryakenari ve ark., 2019; De Angelis ve ark., 2020; Matzinger ve ark., 2018; Wiedenmann ve ark., 2020; Wille ve ark., 2021), 1 yıllık (Ludovichetti ve ark., 2018; Ozkir ve ark., 2022; Wille ve ark., 2021; Yılmaz, 2020), 2 yıllık (Wille ve ark., 2021) ve 5 yıllık (Turker ve Kursoğlu, 2021; Wiedenmann ve ark., 2020; Wille ve ark., 2021; Zhang ve ark., 2019; Zierden ve ark., 2018) kullanıma eş değer döngü sayılarında aşınma ölçüm deneyleri yapmışlardır. Bu çalışmada, örneklere 240 000 döngü çiğneme simülasyonu uygulaması uygun görüldü ve bütün örnekler 1 yıllık yaşlandırıldı.

Yapılan bir in vivo çalışmada, birinci molarlardaki kayma hareketi anteriora doğru 0,3 mm, mediale doğru ise 0,18 mm olarak ölçülmüştür (Gibbs ve ark., 1981). Literatürde yapılmış birçok çalışma, lateral kuvvetten kaynaklı gerçekleşen aşınma miktarının 0,3 mm ile 1 mm arasında değiştiğini rapor etmiştir (Hahnel ve ark., 2009; Hahnel ve ark., 2011; Lazaridou ve ark., 2015; Mehl ve ark., 2007; Wimmer ve ark., 2016). Heintze (2006) aşınma ölçüm testlerinin standardizasyonu ile ilgili çalışmasında materyalin yorulma dayanımını test etmek için aşınma simülatörüne lateral hareketin entegre edilmesi gerektiğini belirtmiştir. Çiğneme simülatörünün lateral hareket parametrelerinin değişmesi, materyalin aşınma yüzeyini doğrudan etkileyeceği Yılmaz (2020) tarafından ortaya konmuştur.

In vitro olarak ağız ortamının tamamen oluşturulabilmesi için kullanılacak çiğneme simülatörünün, oral kavitedeki ısı ve nem değişikliklerini yansıtabilmesi oldukça önemlidir (Keban S, 2018). Yapılan bir çalışmada, oral kavitedeki bir restorasyonun, +16 ile +43 °C arasında değişen sıcaklık farklılıklarına dayanıklı olması gerektiği belirtilmiştir (Chai ve ark., 2000). Bu sıcaklık değişimini deneye aktarmak isteyen birçok araştırmacı örneklere 5-55 °C arasında değişen termal siklus uygulamışlardır (Turker ve Kursoğlu, 2021; Wiedenmann ve ark., 2020; Yılmaz, 2020; Zierden ve ark., 2018). Ek olarak aşınma testi sırasında aşınan partiküllerin test ortamından bir lubrikant yardımı ile uzaklaştırılması testin güvenilirliği açısından gereklidir (Heintze, 2006). Bazı araştırmacılar çalışmalarında distile su (Alves ve ark., 2019; De Angelis ve ark., 2020; Ludovichetti ve ark., 2018; Matzinger ve ark., 2018; Ozkir ve ark., 2022; Tachibana ve ark., 2021; Tribst ve ark., 2019; Yılmaz, 2020; Zaim ve ark., 2022; Zhang ve ark., 2019) kullanırken bazı araştırmacılar ise gliserin içerikli lubrikant (Daryakenari ve ark., 2019; Lawson ve ark., 2014; Lawson ve ark., 2016) veya yapay tükürük (Zurek ve ark.,

2019) tercih etmişlerdir. Yukarıda bahsedilen tüm bilgiler dikkate alınarak, örnekler distile su altında yaklaşık 1 yıllık kullanıma eş değer olan 240 000 döngü çiğneme simülasyonuna tabii tutuldu. Bu döngü esnasında 6 mm vertikal, 0,3 mm lateral yönlü hareket, 1,4 Hz çiğneme frekansı, 50 N'luk yük ve eş zamanlı olarak 5-55 °C ısı döngüsü uygulandı.

Materyallerin aşınma miktarlarının tespit edilmesi amacı ile yapılmış olan in vitro çalışmalarda, aşınma miktarı yükseklik, alan veya hacim değişikliğinin saptanması ile belirlenmektedir. DeLong (2006) aşınma miktarının ölçülmesi için kullanılabilecek en ideal yöntemin, incelenen materyalin 3 boyutlu (3D) görüntülerinin karşılaştırılması olduğunu bildirmiştir. 3D taramalar; temas profil okuyucular, mikro BT tarayıcılar, temassız beyaz ışık veya lazer tarayıcılar gibi farklı tarama yolları kullanılarak elde edilmektedir. Elde edilen bu görüntüler üst üste hizalanarak meydana gelen hacim kaybı hesaplanmaktadır. Elde edilen verilerin kantitatif, depolanabilir ve hem klinik hem de laboratuvar çalışmalarına aktarılabilir olması bu yöntemin tercih edilmesini sağlamaktadır (DeLong, 2006). Bu nedenle, bu çalışmada örneklerin başlangıç ve son görüntülerinin taranması için SD Mechatronik firmasına ait olan 3D Laser Scanner cihazı kullanıldı. Elde edilen veriler Geomagic Control Programı kullanılarak karşılaştırıldı ve meydana gelen aşınma miktarları tespit edildi.

Çalışmamızda lityum disilikat, dayanım gradyanlı monolitik zirkonya, zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat ve hibrit nanoseramik olmak üzere 4 farklı CAD/CAM materyalinin aşınma miktarları in vitro olarak değerlendirildi. İncelenen materyallerin tümünün aşınma miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi ($p<0,05$). Sonuçlarımız birçok çalışmada olduğu gibi materyallerin aşınma miktarlarının materyalin cinsine ve mikro-yapısına bağlı olduğunu desteklemektedir (Aladağ ve ark., 2019; Çakmak ve ark., 2023; De Angelis ve ark., 2020; Diken Turksayar ve ark., 2022; Lawson ve ark., 2016; Matzinger ve ark., 2019; Ozkir ve ark., 2022; Wiedenmann ve ark., 2020).

Hibrit nanoseramik materyalde tespit edilen aşınma hacmi diğer materyallere kıyasla daha yüksek bulundu ($p<0,05$). Çalışmamızın bu sonucu, literatürde hibrit nanoseramik materyallerle seramik içerikli materyallerin aşınma miktarlarını karşılaştıran birçok çalışma ile uyumludur (Aladağ ve ark., 2019; An ve ark., 2023; Diken Turksayar ve ark., 2022; Matzinger ve ark., 2019; Ozkir ve ark., 2022; Radwan ve ark., 2023; Yilmaz, 2020; Zaim ve ark., 2022; Zhi ve ark., 2016). Nanoseramik grubu materyallerin doğal dişe benzer bükülme dayanımına (≈ 200 MPa) ve aşınma direncine (yılda 2 – 10 μm) sahip olduğu iddia edilmektedir (Aladağ ve ark., 2019; Lamber ve ark., 2017). Ancak zaman içerisinde rezin kompozit materyallerin yapısında bulunan polimer matrikste gerçekleşen su emilimi, polimer matriksin yumuşamasına veya silan ajanının hidrolize olmasına sebep olmaktadır. Bu nedenlerden dolayı kompozit

içerikli materyallerin aşınma dirençlerinin seramik içerikli materyallerden daha düşük olabileceği rapor edilmiştir (Diken Turksayar ve ark., 2022; Matzinger ve ark., 2018).

Literatürde çalışmamızda kullanılan hibrit nanoseramik materyalinin farklı yüzey işlemlerinin yüzey özelliklerine (Kara ve ark., 2021; Porojan ve ark., 2021; Tekçe ve ark., 2018), bakteri adezyonuna (Özarıslan ve ark., 2022), renklenmeye direncine (Sagsoz ve ark., 2016) ve optik özelliklerine (Kilinc ve Turgut, 2018) etkisi araştırma konusu olmuşken bilginiz dahilinde aşınmaya etkisini araştıran bir çalışma mevcut değildir. Çalışmamızda cilalanmış hibrit nanoseramik örneklerde meydana gelen aşınma hacmi ile glazelenmiş hibrit nanoseramik örneklerde meydana gelen aşınma hacmi karşılaştırıldığında anlamlı farklılık bulunamadı ($p>0,05$). Hibrit nanoseramik materyali seramik içerikli materyaller kadar iyi estetik özelliklere sahip değildir, diğer dişler ile renk uyumunun sağlanması için ilave makyaj ve glaze işlemlerine ihtiyaç duyulabilmektedir (Alves De Lucena ve ark., 2021). Bu nedenle glaze işleminin materyalin aşınma direncini nasıl etkilediğinin daha iyi anlaşılabilmesi için ileri in vitro çalışmalara gereksinim vardır.

ZLS materyalinde meydana gelen aşınma hacmi hibrit nanoseramik materyalinde meydana gelen aşınma hacminden yüksek, lityum disilikat materyalinde meydana gelen aşınma hacminden ise daha düşük bulundu ($p<0,05$). Literatürde, ZLS materyali ile lityum disilikat materyalinin karşılaştıran birçok çalışma yer almasına rağmen bu çalışmaların sonuçlarının çelişkili olduğu gözlenmiştir. Bazı çalışmalar, ZLS'nin aşınma hacmini çalışmamıza benzer olarak lityum disilikatından daha yüksek bulmuşlardır (Daryakenari ve ark., 2019; Matzinger ve ark., 2018; Ozkir ve ark., 2022; Zierden ve ark., 2018). Sınırlı sayıda çalışma, ZLS'nin aşınma hacmini lityum disilikatından daha düşük bulmuşlardır (Tribst ve ark., 2019; Yılmaz, 2020). Diğer çalışmalar ise ZLS ile lityum disilikatın aşınma hacmi arasında anlamlı farklılık bulamamışlardır (Aladağ ve ark., 2019; Çakmak ve ark., 2023; Fouda ve ark., 2022; Ludovichetti ve ark., 2018; Wille ve ark., 2021).

Çalışmamızda kullanılan ZLS materyali (Celtra Duo, Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) millendikten sonra direkt olarak veya ekstra fırınlama işlemine tabii tutularak ağız içerisine uygulanabilmektedir. Direkt uygulanabilme fırınlama işlemini elimine etmesinden ötürü zaman kazancı sağlamaktadır. Ancak, ekstra fırınlama işleminin materyalin mekanik ve estetik özelliklerini arttırdığı yapılan bir çalışmada rapor edilmiştir (D'Arcangelo ve ark., 2016). Celtra Duo materyalinin millendikten sonra direkt olarak ve ekstra fırınlama işlemine tabii tutularak inceleyen ve lityum disilikat ile karşılaştıran bir çalışmada, fırınlanan ZLS ile lityum disilikat arasında anlamlı bir farklılık gözlenmezken millenmiş ZLS'nin aşınma hacmi diğerlerinden daha yüksek tespit edilmiştir (De Angelis ve ark., 2020). Literatürde ZLS'nin aşınma miktarını

karşılaştıran çalışmaların sonuçlarının çelişkili olmasının sebebi olarak materyalin hazırlanış biçimine göre mekanik özelliklerinin ve aşınma direncinin değişiklik göstermesi olduğu düşünülmektedir.

Literatürde, millenmiş ve fırınlanmış ZLS materyalinin aşınma direncini karşılaştıran çalışmaların sayısı oldukça sınırlıdır. Bu nedenle çalışmamızda materyal, millendikten sonra mekanik cilalama ve ekstra fırınlanma aşaması sırasında glazeleme olmak üzere iki farklı bitim tekniği kullanılarak incelendi. Cilalanmış ZLS örneklerde meydana gelen aşınma miktarı, glazelenmiş ZLS örneklerde meydana gelen aşınma miktarından daha yüksek bulundu ($p<0,05$). Çalışmamıza benzer olarak ZLS'yi ekstra fırınlama aşamasında glazeyerek ve millendikten sonra direkt olarak inceleyen bir çalışma, millenmiş ZLS'nin aşınma hacmini glazelenmiş ZLS'ninkinden daha yüksek bulmuştur (D'Arcangelo ve ark., 2016). Çalışmamız, literatürdeki sınırlı sayıdaki çalışmalara paralel olarak ZLS'nin ekstra fırınlanma işlemine tabii tutulmasının materyalin aşınma direncini arttırdığını göstermektedir (D'Arcangelo ve ark., 2016; De Angelis ve ark., 2020).

Çalışmamızda, lityum disilikat materyalinde meydana gelen aşınma hacmi ZLS'ninkinden daha düşük, monolitik zirkonyaninkinden ise daha yüksek bulundu. İncelenen materyaller arasında en düşük aşınma hacmi monolitik zirkonya materyalinde tespit edildi ($p<0,05$). Sonuçlarımız, monolitik zirkonyanın aşınma hacmini lityum disilikat ve diğer materyaller ile karşılaştıran çalışmaların sonuçları ile paralellik göstermektedir (Albashaireh ve ark., 2010; Çakmak ve ark., 2023; D'Arcangelo ve ark., 2018; Gwon ve ark., 2019; Ludovichetti ve ark., 2018; Michailova ve ark., 2020; Nakashima ve ark., 2016; Ozkir ve ark., 2022; Preis ve ark., 2016; Rosentritt ve ark., 2020; Wiedenmann ve ark., 2020; Zhang ve ark., 2019; Zurek ve ark., 2019).

Seramik materyallerde meydana gelen aşınma, plastik deformasyondan ziyade yüzeyde mikro-çatlakların gelişmesi nedeniyle meydana gelmektedir. Mikro-çatlakların zamanla büyümesi ve yüzeyden kopmaların gerçekleşmesi sonucu materyalde kırıklar ortaya çıkmaktadır (Fouda ve ark., 2022). Zirkonya materyali ise yüksek kırılma dayanımına ve transformasyon doyumluğu özelliğine sahip olması sebebiyle mikro-çatlakların oluşumuna karşı dayanıklıdır, bu sayede yüzeyi sağlam ve pürüzsüz kalmaktadır (Preis ve ark., 2011; Sripetchdanond ve Leevailoj, 2014). Buna karşılık, cam-seramik, bir cam matriks içerisine dağılmış kristal fazlardan oluşan çok fazlı bir materyaldir. Daha zayıf olan cam fazı, çiğneme simülasyonu sırasında hızla aşınarak zamanla pürüzlü bir yüzey ortaya çıkmaktadır. Tüm bu durumlar, monolitik zirkonyanın lityum disilikattan daha yüksek aşınma direncine sahip olmasını destekler niteliktedir (Fouda ve ark., 2022).

Çalışmamızda incelenen monolitik zirkonya materyali piyasaya yeni sürülmüş olan dayanımlı gradyanlı monolitik zirkonya (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) materyali olup literatürde aşınma direncinin incelendiği tek bir çalışma bulunmaktadır (Michailova ve ark., 2020). Bu materyal insizal, orta 1/3 ve kole bölgesi olmak üzere üç bölgeden meydana gelmektedir. İnsizal bölge, ağırlıklı olarak 5Y-TZP'den oluşmakta iken orta 1/3 ve kole bölgesi mekanik özelliklerinin daha yüksek olduğu 3Y-TZP ve 4Y-TZP'den oluşmaktadır. (Schönhoff LM, 2021)

Geçmişte yapılan çalışmalar, 3Y-TZP monolitik zirkonyanın yüksek aşınma direncini, materyalin yüksek mikro-sertliğinden kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir (Janyavula ve ark., 2013; Lawson ve ark., 2014; Mörmann ve ark., 2013). Öte yandan, 3Y, 4Y, 5Y-TZP monolitik zirkonya ve lityum disilikat materyallerinin aşınma dirençlerini ve paternlerini araştıran bir çalışma, farklı kırılma dayanıklılıklarına ve sertliğe sahip olmalarına rağmen incelenen zirkonyaların aşınma dirençlerini birbirlerine benzer bulmuşlardır. Ek olarak, lityum disilikatın kırılma dayanımı 5Y-TZP'ninkine benzer bulunurken lityum disilikatta meydana gelen aşınma miktarı zirkonya materyallerinde meydana gelen aşınma miktarından yüksek tespit edilmiştir (Zhang ve ark., 2019). 3Y, 4Y ve 5Y-TZP monolitik zirkonya ve lityum disilikat materyallerinin aşınma paternlerini inceleyen diğer çalışmalar da monolitik zirkonyaların aşınma miktarlarını benzer ve lityum disilikatından düşük bulmuşlardır (Borrero-Lopez ve ark., 2019; Fouda ve ark., 2022; Jia-Mahasap ve ark., 2022; Kwon ve ark., 2018; Rosentritt ve ark., 2020). Bu sonuçlar, çalışmamızın sonuçları ile paralellik göstermektedir.

Diğer bir çalışmada ise; çalışmamızda incelenen monolitik zirkonyaya benzerlik gösteren, mine ve dentin olmak üzere iki katmandan oluşan ve 4Y-TZP ve 5Y-TZP içeren translüsent çok katmanlı monolitik zirkonya ile 3Y-TZP monolitik zirkonyanın aşınma miktarı karşılaştırılmıştır. 4Y ve 5Y-TZP içeren çok katmanlı monolitik zirkonyanın aşınma miktarı 3Y-TZP'ninkinden daha yüksek tespit edilmiştir (Vardhaman ve ark., 2020). Literatürde, 3Y-TZP monolitik zirkonyanın aşınma miktarını 4Y ve 5Y-TZP ve diğer seramik materyallerle karşılaştıran birçok çalışma (Kontonasaki ve ark., 2019) mevcut olsa da, son zamanlarda piyasaya sürülmüş olan içeriğinde 3Y, 4Y ve 5Y-TZP'yi aynı anda barındıran çok katmanlı, dayanım gradyanlı monolitik zirkonya materyallerinin aşınma paternlerinin incelendiği çalışmaların sayısı sınırlıdır (Schönhoff ve ark., 2021). Bu materyallerin aşınma paternlerinin daha iyi anlaşılabilmesi için in vitro ve in vivo ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Materyallerin kendi aşınma dirençleri kadar aşındırıcılık özellikleri de önemlidir ve yüzey pürüzlülüğünün hem materyalin hem de antagonistinin aşınmasını büyük ölçüde etkilediği düşünülmektedir (Burgess ve ark., 2014; Mörmann ve ark., 2013). Ağız içerisinde kullanılacak

bir materyalin minede minimum aşınma yaratması beklenmektedir (Turssi ve ark., 2003). Bu sebeple, yüksek aşınma direncine sahip olduğu bilinen monolitik zirkonya materyalinin aşınma ve aşındırma gibi özelliklerini doğrudan etkilemekte olan yüzey bitim işlemlerinin etkisi literatürde birçok çalışmaya konu olmuştur (Alves ve ark., 2019; Amer ve ark., 2014; Beuer ve ark., 2012; Ho ve ark., 2018; Janyavula ve ark., 2013; Kaizer ve ark., 2019; Kontos ve ark., 2013; Luanguangrong ve ark., 2014; Mitov ve ark., 2012; Park ve ark., 2014; Sabrah ve ark., 2013; Selvaraj ve ark., 2021; Stawarczyk ve ark., 2013). Monolitik zirkonyanın aşındırıcılığını araştıran ve antagonistindeki aşınma miktarını inceleyen çalışmalar, restorasyonun yüzeyine uygulanan glazenin kısa süre içerisinde aşınarak altında bulunan pürüzlü yüzeyin açığa çıktığını, ve daha yüksek antagonist aşınmasına sebep olduğunu belirtmişlerdir. Bu sebeple monolitik zirkonyanın mekanik cilalanmasının daha uygun olduğu rapor edilmiştir (Alves ve ark., 2019; Amer ve ark., 2014; Fontolliet ve ark., 2020; Ho ve ark., 2018; Janyavula ve ark., 2013; Kaizer ve ark., 2019; Kontos ve ark., 2013; Luanguangrong ve ark., 2014; Mitov ve ark., 2012; Park ve ark., 2014; Sabrah ve ark., 2013; Selvaraj ve ark., 2021; Shaik ve ark., 2022; Stawarczyk ve ark., 2013).

Farklı yüzey bitim özelliklerine göre monolitik zirkonya materyalinin kendisinde meydana gelen aşınma miktarını inceleyen çalışmaların sonuçları ise çelişkilidir. Bazı çalışmalar (Alves ve ark., 2019; Bai ve ark., 2016; Dondani ve ark., 2023; Firooz ve ark., 2017; Janyavula ve ark., 2013; Kaizer ve Zhang, 2018; Lawson ve ark., 2014; Selvaraj ve ark., 2021; Stawarczyk ve ark., 2013; Wiedenmann ve ark., 2020) glazelenmiş monolitik zirkonyada meydana gelen aşınma miktarını mekanik cilalanmış monolitik zirkonyanınkinden yüksek bulurken bazı çalışmalar (Beuer ve ark., 2012; Çakmak ve ark., 2023) glazelenmiş ve mekanik cilalanmış monolitik zirkonyanın aşınma miktarını benzer bulmuştur. Çalışmamızda, cilalanmış monolitik zirkonya örneklerin aşınma hacimleri glazelenmiş monolitik zirkonya örneklerin aşınma hacimlerinden düşük tespit edilmiş olsa da anlamlı farklılık bulunamadı ($p>0,05$). Bu durumun sebebi, antagonist materyal olarak cilalanmış 5Y-TZP monolitik zirkonya kullanılması olabilmektedir. Monolitik zirkonya materyalinin aşınma miktarını araştıran ve antagonist olarak monolitik zirkonya kullanan çalışmalar, hem materyalin kendisinde hem de antagonistinde düşük aşınma miktarları tespit etmişlerdir (Borrero-Lopez ve ark., 2019; Hayashi ve ark., 2019; Kwon ve ark., 2018; Vardhaman ve ark., 2020). Ayrıca çalışmaların sonuçları arasındaki farklılıklar, uygulanan çiğneme testi parametreleri, döngü sayısı, mekanik cilalama ve glazeleme kitlerindeki farklılıklardan da kaynaklanabilmektedir.

Çalışmamızda, tüm çiğneme testlerinde aynı koşulları sağlayabilmek ve test sonuçlarının geçerliliğini arttırmak adına antagonist materyal olarak 5Y-TZP monolitik zirkonya materyali

kullanıldı. Cilalanmış monolitik zirkonya antagonistlerin aşınma hacimleri arasında herhangi bir farklılık bulunamadı ($p > 0,05$). Çalışmamızın sonuçları literatürdeki çalışmalar ile benzerlik göstermektedir. Antagonist materyal olarak monolitik zirkonya materyalini kullanan bazı çalışmalar (D’Arcangelo ve ark., 2015; De Angelis ve ark., 2020) antagonistin aşınma miktarlarını benzer bulurken bazı çalışmalar (Maier ve ark., 2022; Vardhaman ve ark., 2020) ise antagonistteki aşınma miktarını ölçülemeyecek kadar az bulmuşlardır.

Çalışmamızın birinci 0 hipotezi lityum disilikat, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat, dayanım gradyanlı monolitik zirkonya ve hibrit nanoseramik olmak üzere incelenen dört materyalin aşınma miktarları arasında fark olmayacağı şeklindedir. Aşınma, materyalin cinsi ve mikro-yapısı, yüzey özellikleri, antagonist, uygulanan yük gibi birçok farklı faktörden etkilenen bir olgudur. Çalışmamızda incelenen materyallerin içerikleri benzer olsa da mikroyapıları ve mekanik özellikleri farklılık göstermektedir. En yüksek aşınma miktarı hibrit nanoseramik materyalde tespit edilirken onu zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat takip etti. Lityum disilikatın aşınma miktarı, ZLS’den de düşük bulundu ve en düşük aşınma miktarı dayanım gradyanlı monolitik zirkonya materyalinde tespit edildi. Çalışmamızın sonuçları doğrultusunda birinci sıfır hipotezimiz reddedilmelidir.

Çalışmamızın ikinci sıfır hipotezi materyaller kendi içerisinde karşılaştırıldığında, cilalanmış yüzeyli örnekler ile glazelenmiş yüzeyli örnekler arasında fark olmayacağı şeklindedir. Yüzey bitim özellikleri de aşınmayı etkileyen önemli faktörlerden birisidir. Literatürde, glazelenmiş protetik restorasyonların zaman içerisinde glaze tabakasının aşınarak altındaki cilasız ve glazesiz yüzeyin açığa çıktığı, hem materyalde hem de antagonistte daha fazla aşınmaya sebep olduğu bildirilmiştir. Ayrıca günümüz diş hekimliği; protetik restorasyonların en kısa sürede, mümkünse tek seansta bitirilebilmesi için çalışmalarına devam etmektedir. Glazeleme aşamasının elimine edilebilir edilemeyeceği üreticiler ve araştırmacılar için önemli bir rol oynamaktadır. Çalışmamızda lityum disilikat, dayanım gradyanlı monolitik zirkonya ve hibrit nanoseramik materyallerinin glazelenmiş ve cilalanmış örnekleri arasında anlamlı bir fark bulunamadı ancak zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat materyalinin glazelenmiş örneklerinin aşınma miktarı cilalanmış örneklerinin aşınma miktarından daha düşük bulundu. Bu sonuçlar doğrultusunda ikinci sıfır hipotezimiz kısmen reddedilmelidir.

Çalışmamızın limitasyonları aşağıdaki gibi özetlenebilir:

- Literatürdeki çok çeşitli aşınma deneyi, aşınmanın karmaşık bir olay olduğunu ve sonuçların büyük ölçüde deney tasarımına ve kullanılan parametrelere bağlı olduğunu gösterse de materyallerin aşınma miktarlarının incelenmesi için oluşturulmuş bir

protokol bulunmamaktadır. Çalışmamızda literatürdeki çalışmalardan elde edilen veriler doğrultusunda standart koşullar sağlayan ağız içi ortam yaratılmaya çalışılmıştır.

- Çalışmamızda literatürdeki çalışmalarda kullanılan ortalama çiğneme kuvveti sayılan 50 N kullanılmıştır. Bu yük değeri, bruksist hastalardaki çiğneme kuvvetini yansıtmamaktadır. Literatürde bruksist hastalardaki yükü taklit etmek için 90 N kullanılmaktadır. Yük değerinin artması, ölçülecek aşınma miktarını etkileyebilmektedir.
- Çiğneme simülatöründe örneklere uygulanan döngü sayısı çalışmadan çalışmaya farklılık göstermektedir. 6 ay, 1 yıl, 2 yıl, 5 yıl sürelerle denk gelen döngü sayıları literatürde uygulanabilmektedir. Çalışmamızda 1 yıllık süreye eş değer döngü sayısı kullanıldı.
- Materyallerin kendi aşınma paternleri kadar aşındırıcılık özellikleri de önemlidir. Çalışmamızda antagonist materyal olarak monolitik zirkonya materyali kullanıldığı için incelenen materyallerin minede gerçekleştirdikleri aşınma miktarı ve aşındırıcılık özellikleri incelenemedi.

Yukarıda bahsedilen limitasyonlar dikkate alındığında çalışmamızın sonuçları şu şekildedir:

- Hibrit nanoseramik materyalin aşınma direnci, cam seramik ve zirkonya materyallerinin aşınma direncinden düşüktür.
- Monolitik zirkonya materyalinin aşınma direnci, lityum disilikat ve zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat materyallerinin aşınma direncinden yüksektir.
- Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat materyaline uygulanan ekstra ısı işlem, materyalin mekanik özelliklerini arttırarak aşınma direncini olumlu etkilemektedir.
- Materyallerin mikro-yapıları ve içerikleri aşınma miktarını etkileyen faktörlerdendir.
- Dayanım gradyanlı monolitik zirkonya materyalinin mekanik ve estetik özelliklerinin daha iyi anlaşılabilmesi için ileri in vitro ve in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

8. KAYNAKLAR

- Aladağ, A., Oğuz, D., Çömlekoğlu, M. E., & Akan, E. (2019). In vivo wear determination of novel CAD/CAM ceramic crowns by using 3D alignment. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 11(2), 120–127. <https://doi.org/10.4047/jap.2019.11.2.120>
- Albashaireh, Z. S., Ghazal, M., & Kern, M. (2010). Two-body wear of different ceramic materials opposed to zirconia ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(2), 105–113. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60102-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60102-3)
- Alghazzawi T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2), 72–84. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2016.01.003>
- Aljomard, Y. R. M., Altunok, E. Ç., & Kara, H. B. (2022). Enamel wear against monolithic zirconia restorations: A meta-analysis and systematic review of in vitro studies. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 34(3), 473–489. <https://doi.org/10.1111/jerd.12823>
- Alves De Lucena, M., Relvas, A., Lefrançois, M., Venicio Azevedo, M., Sotelo, P., & Sotelo, L. (2021). Resin matrix ceramics—mechanical, aesthetic and biological properties. *RGO-Revista Gaúcha de Odontologia*, 69, e20210018. <https://doi.org/10.1590/1981-86372021001820190130>
- Alves, L. M. M., Contreras, L. P. C., Bueno, M. G., Campos, T. M. B., Bresciani, E., Valera, M. C., & Melo, R. M. (2019). The Wear Performance of Glazed and Polished Full Contour Zirconia. *Brazilian Dental Journal*, 30(5), 511–518. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201902801>
- Amer, R., Kürklü, D., Kateeb, E., & Seghi, R. R. (2014). Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5), 1151–1155. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.12.021>
- An, S. J., Lee, H., Ahn, J. S., Lee, J. H., Lee, H. H., & Choi, Y. S. (2023). Influence of thermo-mechanical aging on fracture resistance and wear of digitally standardized chairside computer-aided-designed/computer-assisted-manufactured restorations. *Journal of Dentistry*, 130, 104450. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2023.104450>
- Andersson, M., & Odén, A. (1993). A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51(1), 59–64. <https://doi.org/10.3109/00016359309041149>

- Anusavice, K.J. (1996) *Phillips' science of dental materials*. (10th ed., pp. 33, 69-71, 598-600). Philadelphia: WB Saunders.
- Arango Santander, S., Pelaez Vargas, A., Saldarriaga Escobar, J., Monteiro, F. J., & Restrepo Tamayo, L. F. (2010). Ceramics for dental restorations - an Introduction. *Dyna*, 77(163), 26-36.
- Awliya, W., Odén, A., Yaman, P., Dennison, J. B., & Razzoog, M. E. (1998). Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontologica Scandinavica*, 56(1), 9–13. <https://doi.org/10.1080/000163598422992>
- Azer, S. S., Ayash, G. M., Johnston, W. M., Khalil, M. F., & Rosenstiel, S. F. (2006). Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 397–401. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.09.020>
- Bagheri, R., Burrow, M. F., & Tyas, M. J. (2007). Surface characteristics of aesthetic restorative materials - an SEM study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(1), 68–76. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2006.01608.x>
- Bai, Y., Zhao, J., Si, W., & Wang, X. (2016). Two-body wear performance of dental colored zirconia after different surface treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(4), 584–590. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.02.006>
- Barbour, M. E., & Rees, G. D. (2006). The role of erosion, abrasion and attrition in tooth wear. *The Journal of Clinical Dentistry*, 17(4), 88–93.
- Barizon, K. T., Bergeron, C., Vargas, M. A., Qian, F., Cobb, D. S., Gratton, D. G., & Geraldeli, S. (2014). Ceramic materials for porcelain veneers: part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(4), 864–870. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.05.016>
- Bartlett, D. W., Fares, J., Shirodaria, S., Chiu, K., Ahmad, N., & Sherriff, M. (2011). The association of tooth wear, diet and dietary habits in adults aged 18-30 years old. *Journal of Dentistry*, 39(12), 811–816. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.08.014>
- Bartolo, D., Cassar, G., Al-Haj Husain, N., Özcan, M., & Camilleri, J. (2017). Effect of polishing procedures and hydrothermal aging on wear characteristics and phase transformation of zirconium dioxide. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(4), 545–551. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.09.004>

- Baser, R. (2014) *Transludent Zirkonya Materyalinden Hazırlanan Restorasyonlar ile Diş Minesinin Aşınma Etkileşimlerinin Profilometre ile İncelenmesi* (Doktora tezi). Ege Üniversitesi.
- Belli, R., Wendler, M., de Ligny, D., Cicconi, M. R., Petschelt, A., Peterlik, H., & Lohbauer, U. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 33(1), 84–98. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.10.009>
- Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gueth, J. F., Edelhoff, D., & Naumann, M. (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 28(4), 449–456. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.11.024>
- Bindl, A., & Mörmann, W. H. (2002). An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(5), 451–456.
- Bindl, A., & Mörmann, W. H. (2004). Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. *European Journal of Oral Sciences*, 112(2), 197–204. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2004.00119.x>
- Blatz, M. B., & Conejo, J. (2019). The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dental Clinics of North America*, 63(2), 175–197. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2018.11.002>
- Bona, A. D., Pecho, O. E., & Alessandretti, R. (2015). Zirconia as a Dental Biomaterial. *Materials (Basel, Switzerland)*, 8(8), 4978–4991. <https://doi.org/10.3390/ma8084978>
- Borrero-Lopez, O., Guiberteau, F., Zhang, Y., & Lawn, B. R. (2019). Wear of ceramic-based dental materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 92, 144–151. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.01.009>
- Branco, A. C., Colaço, R., Figueiredo-Pina, C. G., & Serro, A. P. (2020). A State-of-the-Art Review on the Wear of the Occlusal Surfaces of Natural Teeth and Prosthetic Crowns. *Materials (Basel, Switzerland)*, 13(16), 3525. <https://doi.org/10.3390/ma13163525>
- Brunton, P. A., Smith, P., McCord, J. F., & Wilson, N. H. (1999). Procera all-ceramic crowns: a new approach to an old problem?. *British Dental Journal*, 186(9), 430–434. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4800134>

- Buciumeanu, M., Queiroz, J. R. C., Martinelli, A. E., Silva, F. S., & Henriques, B. (2017). The effect of surface treatment on the friction and wear behavior of dental Y-TZP ceramic against human enamel. *Tribology International*, *116*, 192-198. <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2017.07.016>
- Burgess, J. O., Janyavula, S., Lawson, N. C., Lucas, T. J., & Cakir, D. (2014). Enamel wear opposing polished and aged zirconia. *Operative Dentistry*, *39*(2), 189–194. <https://doi.org/10.2341/12-345-L>
- Calamia, J. R., & Calamia, C. S. (2007). Porcelain laminate veneers: reasons for 25 years of success. *Dental Clinics of North America*, *51*(2), 399–ix. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.03.008>
- Carrabba, M., Keeling, A. J., Aziz, A., Vichi, A., Fabian Fonzar, R., Wood, D., & Ferrari, M. (2017). Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *Journal of Dentistry*, *60*, 70–76. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.03.002>
- Cavalcante, L. M., Masouras, K., Watts, D. C., Pimenta, L. A., & Silikas, N. (2009). Effect of nanofillers' size on surface properties after toothbrush abrasion. *American Journal of Dentistry*, *22*(1), 60–64.
- Cesar, P. F., Della Bona, A., Scherrer, S. S., Tholey, M., van Noort, R., Vichi, A., Kelly, R., & Lohbauer, U. (2017). ADM guidance-Ceramics: Fracture toughness testing and method selection. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *33*(6), 575–584. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.03.006>
- Chai, J., Takahashi, Y., Sulaiman, F., Chong, K., & Lautenschlager, E. P. (2000). Probability of fracture of all-ceramic crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, *13*(5), 420–424.
- Chen, J. (2009). Food oral processing—A review. *Food Hydrocolloids*, *23*(1), 1-25. <https://doi.org/10.1016/j.foodhyd.2007.11.013>
- Chen, Y. W., Moussi, J., Drury, J. L., & Wataha, J. C. (2016). Zirconia in biomedical applications. *Expert Review of Medical Devices*, *13*(10), 945–963. <https://doi.org/10.1080/17434440.2016.1230017>
- Chochlidakis, K. M., Papaspyridakos, P., Geminiani, A., Chen, C. J., Feng, I. J., & Ercoli, C. (2016). Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *116*(2), 184–190.e12. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.12.017>

- Coldea, A. (2014). *Suitability of Polymer-Infiltrated-Ceramic-Networks for CAD/CAM based dental restorative materials* (Doktora tezi). Otago Üniversitesi.
- Conrad, H. J., Seong, W. J., & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389–404. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60124-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60124-3)
- Curtis, A. R., Wright, A. J., & Fleming, G. J. (2006). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 34(3), 195–206. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2005.06.006>
- Cvar, J. F., & Ryge, G. (2005). Reprint of criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. 1971. *Clinical Oral Investigations*, 9(4), 215–232. <https://doi.org/10.1007/s00784-005-0018-z>
- Çakır SS. (2011). *Zirkonyum Dioksit Alt Yapı Üzerine Uygulanan Farklı Yüzey İşlemlerinin ve Tekrarlanan Fırınlamanın Üst Yapı Porseleninin Bağlanma Dayanımına Etkisinin İn-Vitro Olarak İncelenmesi* (Doktora tezi). İstanbul Üniversitesi.
- Çakmak, G., Subaşı, M. G., Sert, M., & Yılmaz, B. (2023). Effect of surface treatments on wear and surface properties of different CAD-CAM materials and their enamel antagonists. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 129(3), 495–506. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.06.023>
- D'Arcangelo, C., Vanini, L., Rondoni, G. D., & De Angelis, F. (2016). Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(3), 350–355. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.09.010>
- D'Arcangelo, C., Vanini, L., Rondoni, G. D., 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(6), 612–618. <https://doi.org/10.2341/13-108-L>
- D'Arcangelo, C., Vanini, L., Rondoni, G. D., Vadini, M., & De Angelis, F. (2018). Wear Evaluation of Prosthetic Materials Opposing Themselves. *Operative Dentistry*, 43(1), 38–50. <https://doi.org/10.2341/16-212-L>
- D'Arcangelo, C., Vanini, L., Rondoni, G. D., & De Angelis, F. (2016). Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(3), 350–355. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.09.010>

- Daryakenari, G., Alaghehmand, H., & Bijani, A. (2019). Effect of Simulated Mastication on the Surface Roughness and Wear of Machinable Ceramics and Opposing Dental Enamel. *Operative Dentistry*, 44(1), 88–95. <https://doi.org/10.2341/17-153-L>
- Davidowitz, G., & Kotick, P. G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55(3), 559–ix. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.02.011>
- Davies, S. J., Gray, R. J., & Qualtrough, A. J. (2002). Management of tooth surface loss. *British Dental Journal*, 192(1), 11–23. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4801278>
- De Angelis, F., D'Arcangelo, C., Malíšková, N., Vanini, L., & Vadini, M. (2020). Wear Properties of Different Additive Restorative Materials Used for Onlay/Overlay Posterior Restorations. *Operative Dentistry*, 45(3), E156–E166. <https://doi.org/10.2341/19-115-L>
- de Paula, A. B., Fucio, S. B., Ambrosano, G. M., Alonso, R. C., Sardi, J. C., & Puppini-Rontani, R. M. (2011). Biodegradation and abrasive wear of nano restorative materials. *Operative Dentistry*, 36(6), 670–677. <https://doi.org/10.2341/10-221-L>
- Della Bona, A., Mecholsky, J. J., Jr, & Anusavice, K. J. (2004). Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 20(10), 956–962. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.02.004>
- DeLong, R., & Douglas, W. H. (1991). An artificial oral environment for testing dental materials. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, 38(4), 339–345. <https://doi.org/10.1109/10.133228>
- DeLong, R., & Douglas, W. H. (1983). Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *Journal of Dental Research*, 62(1), 32–36. <https://doi.org/10.1177/00220345830620010801>
- DeLong R. (2006). Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 22(8), 702–711. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.02.003>
- Deniz, D. D., Aktaş, Ö. Ü. G., & Güncü, Ö. Ü. M. B. (2019). CAD/CAM yüksek dayanımlı cam seramikler CAD/CAM high strength glass ceramics. *Yeditepe Dental Journal*, 15(2), 224-230. <https://doi.org/10.5505/yeditepe.2019.59140>
- Denry, I., & Holloway, J. A. (2010). Ceramics for dental applications: a review. *Materials*, 3(1), 351-368. <https://doi.org/10.3390/ma3010351>

- Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 24(3), 299–307. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.05.007>
- Dentsply Sirona. (2019, March). *Guidelines for processing Celtra Duo*. Dentsply Sirona, Bensheim, Germany. https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/manufacture/Prosthetics/Fixed/High_strength_glass_ceramic/Celtra_Duo/GA%20Celtra%20Duo%20Processing%20Guidelines%20EN.pdf
- Diraçoğlu, D., Alptekin, K., Cifter, E. D., Güçlü, B., Karan, A., & Aksoy, C. (2011). Relationship between maximal bite force and tooth wear in bruxist and non-bruxist individuals. *Archives of Oral Biology*, 56(12), 1569–1575. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2011.06.019>
- Diken Turksayar, A. A., Hisarbeyli, D., Seçkin Kelten, Ö., & Bulucu, N. B. (2022). Wear behavior of current computer-aided design and computer-aided manufacturing composites and reinforced high performance polymers: An in vitro study. *Journal of Esthetic And Restorative Dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 34(3), 527–533. <https://doi.org/10.1111/jerd.12828>
- El Zhawi, H., Kaizer, M. R., Chughtai, A., Moraes, R. R., & Zhang, Y. (2016). Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 32(11), 1352–1361. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.08.216>
- Elsaka, S. E., & Elnaghy, A. M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 32(7), 908–914. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.013>
- Esquivel-Upshaw, J. F., Anusavice, K. J., Young, H., Jones, J., & Gibbs, C. (2004). Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *The International Journal of Prosthodontics*, 17(4), 469–475.
- Ferracane, J. L. (2001). *Materials in dentistry: principles and applications* (2nd ed., pp. 293-311). Lippincott Williams & Wilkins.
- Feuerstein P. (2004). Can technology help dentists deliver better patient care?. *Journal of the American Dental Association* (1939), 135 Suppl, 11S–16S. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2004.0414>

- Figueiredo-Pina, C. G., Patas, N., Canhoto, J., Cláudio, R., Olhero, S. M., Serro, A. P., Ferro, A. C., & Guedes, M. (2016). Tribological behaviour of unveneered and veneered lithium disilicate dental material. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 53, 226–238. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.08.007>
- Firooz, F., Heidari, B., Vafaei, F., Soltanian, A., Bakhshi, H., & Mehr, S. (2017). Association between enamel abrasion and surface roughness of dental ceramics. *Journal of Mashhad Dental School*, 41, 51-60.
- Fouda, A. M., Atta, O., Kassem, A. S., Desoky, M., & Bourauel, C. (2022). Wear behavior and abrasiveness of monolithic CAD/CAM ceramics after simulated mastication. *Clinical Oral Investigations*, 26(11), 6593–6605. <https://doi.org/10.1007/s00784-022-04611-w>
- Freddo, R. A., Kapczinski, M. P., Kinast, E. J., de Souza Junior, O. B., Rivaldo, E. G., & da Fontoura Frasca, L. C. (2016). Wear Potential of Dental Ceramics and its Relationship with Microhardness and Coefficient of Friction. *Journal of Prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 25(7), 557–562. <https://doi.org/10.1111/jopr.12330>
- Fu, L., Engqvist, H., & Xia, W. (2020). Glass-Ceramics in Dentistry: A Review. *Materials (Basel, Switzerland)*, 13(5), 1049. <https://doi.org/10.3390/ma13051049>
- Fu, L., Engqvist, H., & Xia, W. (2017). Highly translucent and strong ZrO₂-SiO₂ nanocrystalline glass ceramic prepared by sol-gel method and spark plasma sintering with fine 3D microstructure for dental restoration. *Journal of the European Ceramic Society*, 37(13), 4067-4081. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2017.05.039>
- Gallardo, Y. R., Bohner, L., Tortamano, P., Pigozzo, M. N., Laganá, D. C., & Sesma, N. (2018). Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(2), 214–219. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.07.007>
- Gatti A. M. (2004). Biocompatibility of micro- and nano-particles in the colon. Part II. *Biomaterials*, 25(3), 385–392. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(03\)00537-4](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(03)00537-4)
- GC Cerasmart Product Description. (2019, January). *The new hybrid ceramic CAD/CAM solution. Are you sure it's not ceramics?* GC, Tokyo, Japonya. https://cdn.gceurope.com/v1/PID/cerasmart/leaflet/LFL_CERASMART_en.pdf
- Ghazal, M., & Kern, M. (2009). The influence of antagonistic surface roughness on the wear of human enamel and nanofilled composite resin artificial teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(5), 342–349. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60068-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60068-8)

- Gholampour, S., Gholampour, H., & Khanmohammadi, H. (2019). Finite element analysis of occlusal splint therapy in patients with bruxism. *BMC Oral Health*, *19*(1), 205. <https://doi.org/10.1186/s12903-019-0897-z>
- Gibbs, C. H., Lundeen, H. C., Mahan, P. E., & Fujimoto, J. (1981). Chewing movements in relation to border movements at the first molar. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *46*(3), 308–322. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(81\)90220-1](https://doi.org/10.1016/0022-3913(81)90220-1)
- Giordano, R., & McLaren, E. A. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education In Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, *31*(9), 682–700.
- Giordano R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *137* Suppl, 14S–21S. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0397>
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International Journal of Prosthodontics*, *28*(3), 227–235. <https://doi.org/10.11607/ijp.4244>
- Green J. I. (2016). Prevention and Management of Tooth Wear: The Role of Dental Technology. *Primary Dental Journal*, *5*(3), 30–33. <https://doi.org/10.1177/205016841600500302>
- Güth, J. F., Zuch, T., Zwinge, S., Engels, J., Stimmelmayr, M., & Edelhoff, D. (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental Materials Journal*, *32*(6), 865–871. <https://doi.org/10.4012/dmj.2013-099>
- 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 (Basel, Switzerland)*, *12*(11), 1839. <https://doi.org/10.3390/ma12111839>
- Habsha, E. (1999). The etiology and pathogenesis of tooth wear. *Oral Health*, *89*(10), 83-92.
- Hahnel, S., Behr, M., Handel, G., & Rosentritt, M. (2009). Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *101*(4), 269–278. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60051-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60051-2)

- Hahnel, S., Schultz, S., Trempler, C., Ach, B., Handel, G., & Rosentritt, M. (2011). Two-body wear of dental restorative materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(3), 237–244. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2010.06.001>.
- Hara, A. T., Pimenta, L. A., & Rodrigues, A. L., Jr (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 17(2), 165–169. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(00\)00060-9](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(00)00060-9)
- Hartkamp, O., Lohbauer, U., & Reich, S. (2017). Antagonist wear by polished zirconia crowns. *International Journal of Computerized Dentistry*, 20(3), 263–274.
- Hartkamp, O., Peters, F., Bothung, H., Lohbauer, U., & Reich, S. (2017). Optical profilometry versus intraoral (handheld) scanning. *International Journal of Computerized Dentistry*, 20(2), 165–176.
- Hattab, F. N., & Yassin, O. M. (2000). Etiology and diagnosis of tooth wear: a literature review and presentation of selected cases. *The International Journal of Prosthodontics*, 13(2), 101–107.
- Heintze S. (2010). *Predictability of clinical wear by laboratory wear methods for the evaluation of dental restorative materials* (Doktora Tezi). Groningen Üniversitesi.
- Heintze, S. D., 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 : official publication of the Academy of Dental Materials*, 22(11), 1051–1062. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.08.010>
- Heintze, S. D., Cavalleri, A., Forjanic, M., Zellweger, G., & Rousson, V. (2008). Wear of ceramic and antagonist--a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 24(4), 433–449. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.06.016>
- Heintze, S. D., Faouzi, M., Rousson, V., & Ozcan, M. (2012). Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 28(9), 961–973. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.04.006>
- Heintze, S. D., Reichl, F. X., & Hickel, R. (2019). Wear of dental materials: Clinical significance and laboratory wear simulation methods -A review. *Dental Materials Journal*, 38(3), 343–353. <https://doi.org/10.4012/dmj.2018-140>
- Helvey, G.A. (2013). Classification of dental ceramics. *Inside Dentistry*, 13, 62-8.

- Hench, L. L., Day, D. E., Höland, W., & Rheinberger, V. M. (2010). Glass and medicine. *International Journal of Applied Glass Science*, 1(1), 104-117. <https://doi.org/10.1111/j.2041-1294.2010.00001.x>
- Ho, T. K., Satterthwaite, J. D., & Silikas, N. (2018). The effect of chewing simulation on surface roughness of resin composite when opposed by zirconia ceramic and lithium disilicate ceramic. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 34(2), e15–e24. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.11.014>
- Hondrum S. O. (1992). A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(6), 859–865. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(92\)90602-7](https://doi.org/10.1016/0022-3913(92)90602-7)
- Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., & Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(4), 297–303. [https://doi.org/10.1002/1097-4636\(2000\)53:4<297::aid-jbm3>3.0.co;2-g](https://doi.org/10.1002/1097-4636(2000)53:4<297::aid-jbm3>3.0.co;2-g)
- Höland, W., Schweiger, M., Watzke, R., Peschke, A., & Kappert, H. (2008). Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Review of Medical Devices*, 5(6), 729–745. <https://doi.org/10.1586/17434440.5.6.729>
- Hudson, J. D., Goldstein, G. R., & Georgescu, M. (1995). Enamel wear caused by three different restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(6), 647–654. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(05\)80319-1](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(05)80319-1)
- Ivoclar-Vivadent. (2022, March). *CAD/CAM Chairside Block Overview*. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein. <https://downloadcenter.ivoclar.com/#search-text=12246&details=12246>
- Ivoclar-Vivadent. (2022, December). *IPS e.max ZirCAD Scientific Documentation*. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein. <https://downloadcenter.ivoclar.com/#search-text=IPS%20emax%20CAD&search-info-535=103954%2C1&details=15489>
- Jacobi, R., Shillingburg, H. T., Jr, & Duncanson, M. G., Jr (1991). A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(3), 303–309. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(91\)90254-t](https://doi.org/10.1016/0022-3913(91)90254-t)
- Jagger, D. C., & Harrison, A. (1995). An in vitro investigation into the wear effects of selected restorative materials on dentine. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(5), 349–354. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1995.tb00784.x>

- Jansen, J. U., Lümekemann, N., Letz, I., Pfefferle, R., Sener, B., & Stawarczyk, B. (2019). Impact of high-speed sintering on translucency, phase content, grain sizes, and flexural strength of 3Y-TZP and 4Y-TZP zirconia materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(4), 396–403. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.02.005>
- Thompson G. A. (2016). WITHDRAWN: Comments regarding: Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent* 2013;109:22-9. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, S0022-3913(16)30197-4. Advance online publication. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.04.026>
- Jerman, E., Lümekemann, N., Eichberger, M., Zoller, C., Nothelfer, S., Kienle, A., & Stawarczyk, B. (2021). Evaluation of translucency, Marten's hardness, biaxial flexural strength and fracture toughness of 3Y-TZP, 4Y-TZP and 5Y-TZP materials. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 37(2), 212–222. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.11.007>
- Jia-Mahasap, W., Jitwirachot, K., Holloway, J. A., Rangsi, W., & Rungsiyakull, P. (2022). Wear of various restorative materials against 5Y-ZP zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(4), 814.e1–814.e10. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.07.009>
- Jin, C., Deng, J., Pan, P., Xiong, Y., Zhu, L., & Gao, S. (2023). Comparative study on the impact-sliding wear behaviour of CAD/CAM resin-ceramic materials and tooth enamel. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 39(1), 25–40. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.11.010>
- Jung, Y. S., Lee, J. W., Choi, Y. J., Ahn, J. S., Shin, S. W., & Huh, J. B. (2010). A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 2(3), 111–115. <https://doi.org/10.4047/jap.2010.2.3.111>
- Kaidonis J. A. (2008). Tooth wear: the view of the anthropologist. *Clinical Oral Investigations*, 12 Suppl 1(Suppl 1), S21–S26. <https://doi.org/10.1007/s00784-007-0154-8>
- Kaizer, M. R., Bano, S., Borba, M., Garg, V., Dos Santos, M. B. F., & Zhang, Y. (2019). Wear Behavior of Graded Glass/Zirconia Crowns and Their Antagonists. *Journal of Dental Research*, 98(4), 437–442. <https://doi.org/10.1177/0022034518820918>
- Kaizer, M. R., & Zhang, Y. (2018). Novel strong graded high-translucency zirconias for broader clinical applications. *Dental Materials*, 34, e140-e141. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.08.287>

- Kang, S. H., Chang, J., & Son, H. H. (2013). Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 38(3), 134–140. <https://doi.org/10.5395/rde.2013.38.3.134>
- Kara, D., Tekçe, N., Fidan, S., Demirci, M., Tuncer, S., & Balcı, S. (2021). The Effects of Various Polishing Procedures on Surface Topography of CAD/CAM Resin Restoratives. *Journal of Prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 30(6), 481–489. <https://doi.org/10.1111/jopr.13278>
- Keban S. (2018). *Monolitik Zirkonyumun Farklı Dental Materyaller ve Mine Karşısında Meydana Getirdiği Aşınmanın Değerlendirilmesi* (Doktora Tezi). Marmara Üniversitesi.
- Kelly, J. R., & Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56 Suppl 1, 84–96. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x>
- Kelly, J. R., Nishimura, I., & Campbell, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1), 18–32. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(96\)90413-8](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(96)90413-8)
- Kilinc, H., & Turgut, S. (2018). Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(1), 107–113. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.09.019>
- Kim, H. K., & Kim, S. H. (2016). Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics. *Journal of Dentistry*, 55, 75–81. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.10.001>
- Klimke, J., Trunec, M., & Krell, A. (2011). Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: influence of scattering caused by birefringence. *Journal of the American Ceramic Society*, 94(6), 1850-1858. <https://doi.org/10.1111/j.1551-2916.2010.04322.x>
- Kolakarnprasert, N., Kaizer, M. R., Kim, D. K., & Zhang, Y. (2019). New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 35(5), 797–806. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.02.017>
- Kontonasaki, E., Rigos, A. E., Ilia, C., & Istantos, T. (2019). Monolithic Zirconia: An Update to Current Knowledge. Optical Properties, Wear, and Clinical Performance. *Dentistry Journal*, 7(3), 90. <https://doi.org/10.3390/dj7030090>

- Kontos, L., Schille, C., Schweizer, E., & Geis-Gerstorfer, J. (2013). Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(3-4), 482–487. <https://doi.org/10.3109/00016357.2012.696690>
- Koottathape, N., Takahashi, H., Iwasaki, N., Kanehira, M., & Finger, W. J. (2012). Two- and three-body wear of composite resins. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 28(12), 1261–1270. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.09.008>
- Kruzic, J. J., Arsecularatne, J. A., Tanaka, C. B., Hoffman, M. J., & Cesar, P. F. (2018). Recent advances in understanding the fatigue and wear behavior of dental composites and ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 88, 504–533. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.08.008>
- Kwon, S. J., Lawson, N. C., McLaren, E. E., Nejat, A. H., & Burgess, J. O. (2018). Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(1), 132–137. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.08.004>
- Lambert, H., Durand, J. C., Jacquot, B., & Fages, M. (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(6), 486–495. <https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.6.486>
- Lassila, L., Novotny, R., Säilynoja, E., Vallittu, P. K., & Garoushi, S. (2023). Wear behavior at margins of direct composite with CAD/CAM composite and enamel. *Clinical Oral Investigations*, 27(5), 2419–2426. <https://doi.org/10.1007/s00784-023-04883-w>
- Lawson, N. C., Bansal, R., & Burgess, J. O. (2016). Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 32(11), e275–e283. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.08.222>
- Lawson, N. C., & Burgess, J. O. (2016). Gloss and Stain Resistance of Ceramic-Polymer CAD/CAM Restorative Blocks. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 28 Suppl 1, S40–S45. <https://doi.org/10.1111/jerd.12166>
- Lawson, N. C., Janyavula, S., Syklawer, S., McLaren, E. A., & Burgess, J. O. (2014). Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *Journal of Dentistry*, 42(12), 1586–1591. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.09.008>
- Lazaridou, D., Belli, R., Petschelt, A., & Lohbauer, U. (2015). Are resin composites suitable replacements for amalgam? A study of two-body wear. *Clinical Oral Investigations*, 19(6), 1485–1492. <https://doi.org/10.1007/s00784-014-1373-4>

- Lee, H. E., Lin, C. L., Wang, C. H., Cheng, C. H., & Chang, C. H. (2002). Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar--a finite element investigation. *Journal of Dentistry*, 30(7-8), 283–290. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(02\)00020-9](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(02)00020-9)
- León Velastegui, M., Montiel-Company, J. M., Agustín-Panadero, R., Fons-Badal, C., & Solá-Ruiz, M. F. (2022). Enamel Wear of Antagonist Tooth Caused by Dental Ceramics: Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Clinical Medicine*, 11(21), 6547. <https://doi.org/10.3390/jcm11216547>
- LeSage B. P. (2009). Minimally invasive dentistry: paradigm shifts in preparation design. *Practical Procedures & Aesthetic Dentistry : PPAD*, 21(2), 97–116.
- Lewis, R., & Dwyer-Joyce, R. S. (2005). Wear of human teeth: a tribological perspective. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*, 219(1), 1-18. <https://doi.org/10.1243/1350650053295>
- Li, R. W., Chow, T. W., & Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208–216. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2014.07.003>
- Lim, H. N., Yu, B., & Lee, Y. K. (2010). Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 239–246. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60131-X](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60131-X)
- Litonjua, L. A., Andreana, S., & Cohen, R. E. (2005). Toothbrush abrasions and noncarious cervical lesions: evolving concepts. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 26(11),.
- Liu, D., Matinlinna, J. P., & Pow, E. H. (2012). Insights into porcelain to zirconia bonding. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 26(8-9), 1249-1265. <https://doi.org/10.1163/156856111X593586>
- Liu, P. R., & Essig, M. E. (2008). Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 29(8), .
- Lohbauer, U., Belli, R., Abdalla Alonso, A., Goetz-Neunhoeffler, F., & Hurler, K. (2019). Effect of sintering parameters on phase evolution and strength of dental lithium silicate glass-ceramics. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 35(10), 1360–1369. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.07.002>

- Luangruangrong, P., Cook, N. B., Sabrah, A. H., Hara, A. T., & Bottino, M. C. (2014). Influence of full-contour zirconia surface roughness on wear of glass-ceramics. *Journal of Prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 23(3), 198–205. <https://doi.org/10.1111/jopr.12088>
- Ludovichetti, F. S., Trindade, F. Z., Werner, A., Kleverlaan, C. J., & Fonseca, R. G. (2018). Wear resistance and abrasiveness of CAD-CAM monolithic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(2), 318.e1–318.e8. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.05.011>
- Lughi, V., & Sergo, V. (2010). Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 26(8), 807–820. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.04.006>
- Lutz, F., Krejci, I., & Barbakow, F. (1992). Chewing pressure vs. wear of composites and opposing enamel cusps. *Journal of Dental Research*, 71(8), 1525–1529. <https://doi.org/10.1177/00220345920710081201>
- Mahmood, D. J., Linderoth, E. H., Wennerberg, A., & Vult Von Steyern, P. (2016). Influence of core design, production technique, and material selection on fracture behavior of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal fixed dental prostheses produced using different multilayer techniques: split-file, over-pressing, and manually built-up veneers. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 8, 15–27. <https://doi.org/10.2147/CCIDE.S94343>
- Maier, E., Grottschreiber, C., Knepper, I., Opdam, N., Petschelt, A., Loomans, B., & Lohbauer, U. (2022). Evaluation of wear behavior of dental restorative materials against zirconia in vitro. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 38(5), 778–788. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.04.016>
- Mainjot, A. K., Dupont, N. M., Oudkerk, J. C., Dewael, T. Y., & Sadoun, M. J. (2016). From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *Journal of Dental Research*, 95(5), 487–495. <https://doi.org/10.1177/0022034516634286>
- Mair, L. H., Stolarski, T. A., Vowles, R. W., & Lloyd, C. H. (1996). Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *Journal of Dentistry*, 24(1-2), 141–148. [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(95\)00043-7](https://doi.org/10.1016/0300-5712(95)00043-7)
- Mair L. H. (1994). Subsurface compression fatigue in seven dental composites. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 10(2), 111–115. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(94\)90050-7](https://doi.org/10.1016/0109-5641(94)90050-7)

- Mair L. H. (1992). Wear in dentistry--current terminology. *Journal of Dentistry*, 20(3), 140–144. [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(92\)90125-v](https://doi.org/10.1016/0300-5712(92)90125-v)
- Mattmüller, A., Wassmann, J., & Biffar, R. (1996). Hydrothermal ceramic for porcelain-fused-to-metal crowns: an initial experience report from clinical practice. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 27(8), 521–526.
- Matzinger, M., Hahnel, S., Preis, V., & Rosentritt, M. (2019). Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clinical Oral Investigations*, 23(2), 725–737. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2473-3>
- McCabe, J. F., Wang, Y., & Braem, M. (2000). Surface contact fatigue and flexural fatigue of dental restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research*, 50(3), 375–380. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-4636\(20000605\)50:3<375::aid-jbm11>3.0.co;2-r](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-4636(20000605)50:3<375::aid-jbm11>3.0.co;2-r)
- McLaren, E. A., & Cao, P. T. (2009). Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. *Inside Dent*, 5(9), 94-103.
- Giordano, R., & McLaren, E. A. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 31(9), 682–700.
- McLaren, E. A., & White, S. N. (2000). Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(2), 216–222. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(00\)80015-3](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(00)80015-3)
- McLean J. W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61–66. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.112545>
- Mecholsky J. J., Jr (1995). Fracture mechanics principles. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 11(2), 111–112. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(95\)80044-1](https://doi.org/10.1016/0109-5641(95)80044-1)
- Mehl, C., Scheibner, S., Ludwig, K., & Kern, M. (2007). Wear of composite resin veneering materials and enamel in a chewing simulator. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 23(11), 1382–1389. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.11.026>
- Michailova, M., Elsayed, A., Fabel, G., Edelhoff, D., Zylla, I. M., & Stawarczyk, B. (2020). Comparison between novel strength-gradient and color-gradient multilayered zirconia using conventional and high-speed sintering. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 111, 103977. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103977>

- Mitov, G., Heintze, S. D., Walz, S., Woll, K., Muecklich, F., & Pospiech, P. (2012). Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 28(8), 909–918. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.04.010>
- Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., & Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, 57(4), 236–261. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2013.09.001>
- Morimoto, S., Rebello de Sampaio, F. B., Braga, M. M., Sesma, N., & Özcan, M. (2016). Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of Dental Research*, 95(9), 985–994. <https://doi.org/10.1177/0022034516652848>
- Mota, Y. A., Cotes, C., Carvalho, R. F., Machado, J. P. B., Leite, F. P. P., Souza, R. O. A., & Özcan, M. (2017). Monoclinic phase transformation and mechanical durability of zirconia ceramic after fatigue and autoclave aging. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied biomaterials*, 105(7), 1972–1977. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33720>
- Mörmann, W. H., 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. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.01.003>
- Mörmann W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 137 Suppl, 7S–13S. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0398>
- 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(3), 358–363. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.03.001>
- Nakashima, J., Taira, Y., & Sawase, T. (2016). In vitro wear of four ceramic materials and human enamel on enamel antagonist. *European Journal of Oral Sciences*, 124(3), 295–300. <https://doi.org/10.1111/eos.12272>
- Naylor, W. P., & King, A. H. (1992). *Introduction to metal-ceramic technology* (pp. 83-113). Quintessence Publishing Company.
- O'Brien, W. J. (Ed.). (2002). *Dental materials and their selection* (4th ed., pp. 34-50). Chicago: Quintessence.

- Oh WS, Delong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2002;87:451-9.
- Ozcan, M., & Vallittu, P. K. (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 19(8), 725–731. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(03\)00019-8](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(03)00019-8)
- Ozgir, S. E., Bicer, M., Deste, G., Karakus, E., & Yilmaz, B. (2022). Wear of monolithic zirconia against different CAD-CAM and indirect restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 128(3), 505–511. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.03.023>
- Özarslan, M., Bilgili Can, D., Avcioglu, N. H., & Çalışkan, S. (2022). Effect of different polishing techniques on surface properties and bacterial adhesion on resin-ceramic CAD/CAM materials. *Clinical oral investigations*, 26(8), 5289–5299. <https://doi.org/10.1007/s00784-022-04497-8>
- Palin, W., & Burke, F. J. (2005). Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dental Update*, 32(10), 566–572. <https://doi.org/10.12968/denu.2005.32.10.566>
- Palmer, D. S., Barco, M. T., Pelleu, G. B., Jr, & McKinney, J. E. (1991). Wear of human enamel against a commercial castable ceramic restorative material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(2), 192–195. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(91\)90161-o](https://doi.org/10.1016/0022-3913(91)90161-o)
- Park, J. H., Park, S., Lee, K., Yun, K. D., & Lim, H. P. (2014). Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(1), 20–29. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.06.002>
- Parnia, F., Moslehi Fard, E., Sadr, K., & Motiaghney, N. (2008). Pattern of occlusal contacts in eccentric mandibular positions in dental students. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 2(3), 85–89. <https://doi.org/10.5681/joddd.2008.018>
- Passos, S. P., Torrealba, Y., Major, P., Linke, B., Flores-Mir, C., & Nychka, J. A. (2014). In vitro wear behavior of zirconia opposing enamel: a systematic review. *Journal of Prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 23(8), 593–601. <https://doi.org/10.1111/jopr.12167>
- Peşkersoy, C. (2013). *Sağlıklı ve Çürük Diş Dokuları ile Estetik Restoratif Materyallerin, Mekanik Özelliklerinin Nanoindentasyon Yöntemiyle Karşılaştırılması* (Doktora tezi). Ege Üniversitesi).

- Pickles M. J. (2006). Tooth wear. *Monographs in Oral Science*, 19, 86–104. <https://doi.org/10.1159/000090587>
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1–25. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(98\)00010-6](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(98)00010-6)
- Porojan, L., Vasiliu, R. D., Bîrdeanu, M. I., & Porojan, S. D. (2021). Surface Characterisation of Dental Resin Composites Related to Conditioning and Finishing. *Polymers*, 13(23), 4236. <https://doi.org/10.3390/polym13234236>
- Preis, V., Behr, M., Kolbeck, C., Hahnel, S., Handel, G., & Rosentritt, M. (2011). Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 27(8), 796–804. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.04.001>
- Preis, V., Grumser, K., Schneider-Feyrer, S., Behr, M., & Rosentritt, M. (2016). Cycle-dependent in vitro wear performance of dental ceramics after clinical surface treatments. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 53, 49–58. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.08.009>
- Preis, V., Weiser, F., Handel, G., & Rosentritt, M. (2013). Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 44(5), 393–405. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a29151>
- Radwan, M. M., Abdou, A., Nagi, N., Younes, D. H., & Mahrous, A. (2023). Wear characteristics of esthetic resin matrix and zirconia reinforced lithium disilicate CAD/CAM materials: two-body wear and surface topography analysis. *Minerva Dental and Oral Science*, 10.23736/S2724-6329.23.04779-4. Advance online publication. <https://doi.org/10.23736/S2724-6329.23.04779-4>
- Raigrodski A. J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 557–562. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.09.015>
- Reddy, S. V., Kumar, M. P., Sravanthi, D., Mohsin, A. H., & Anuhya, V. (2014). Bruxism: a literature review. *Journal of International Oral Health : JIOH*, 6(6), 105–109.
- Rees J. S. (2006). The biomechanics of abfraction. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 220(1), 69–80. <https://doi.org/10.1243/095441105X69141>

- Rosenblum, M. A., & Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *Journal of the American Dental Association* (1939), 128(3), 297–307. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1997.0193>
- Rosentritt, M., Preis, V., Behr, M., & Strasser, T. (2020). Fatigue and wear behaviour of zirconia materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 110, 103970. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103970>
- Roy, S., & Basu, B. (2008). Mechanical and tribological characterization of human tooth. *Materials Characterization*, 59(6), 747-756. <https://doi.org/10.1016/j.matchar.2007.06.008>
- Sabrah, A. H., Cook, N. B., Luangruangrong, P., Hara, A. T., & Bottino, M. C. (2013). Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 29(6), 666–673. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.03.008>
- Sadowsky S. J. (2006). An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 433–442. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.09.018>
- Sagsoz, O., Demirci, T., Demirci, G., Sagsoz, N. P., & Yildiz, M. (2016). The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(6), 417–422. <https://doi.org/10.4047/jap.2016.8.6.417>
- Schindler, H. J., Stengel, E., & Spiess, W. E. (1998). Feedback control during mastication of solid food textures--a clinical-experimental study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3), 330–336. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(98\)70134-9](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(98)70134-9)
- Schönhoff, L. M., Lümke, N., Buser, R., Hampe, R., & Stawarczyk, B. (2021). Fatigue resistance of monolithic strength-gradient zirconia materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 119, 104504. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104504>
- Schultheis, S., Strub, J. R., Gerds, T. A., & Guess, P. C. (2013). Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clinical Oral Investigations*, 17(5), 1407–1413. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0830-1>
- Seghi, R. R., Daher, T., & Caputo, A. (1990). Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 6(3), 181–184. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(90\)90026-b](https://doi.org/10.1016/0109-5641(90)90026-b)

- Selvaraj, U., Koli, D. K., Jain, V., & Nanda, A. (2021). Evaluation of the wear of glazed and polished zirconia crowns and the opposing natural teeth: A clinical pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(1), 52–57. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.04.007>
- Sen, N., & Us, Y. O. (2018). Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 593–599. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.06.012>
- Shellis, R. P., & Addy, M. (2014). The interactions between attrition, abrasion and erosion in tooth wear. *Monographs in Oral Science*, 25, 32–45. <https://doi.org/10.1159/000359936>
- Shelly, R., Shenoy, K., Dandekeri, S., Suhaim, K.S., Ragher, M., & Francis, J. (2015). Resin-matrix ceramics- an overview. *International Journal of Recent Scientific Research*, 6(11):7414-7417.
- Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., Jacobi, R., & Brackett, S. E. (1997). *Fundamentals of fixed prosthodontics* (3rd ed.). Chicago, IL, USA: Quintessence Publishing Company.
- Silva, L. H. D., Lima, E., Miranda, R. B. P., Favero, S. S., Lohbauer, U., & Cesar, P. F. (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian Oral Research*, 31(suppl 1), e58. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0058>
- Silva, N. R., Sailer, I., Zhang, Y., Coelho, P. G., Guess, P. C., Zembic, A., & Kohal, R. J. (2010). Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials*, 3(2), 863-896. <https://doi.org/10.3390/ma3020863>
- Silva, N. R., Thompson, V. P., Valverde, G. B., Coelho, P. G., Powers, J. M., Farah, J. W., & Esquivel-Upshaw, J. (2011). Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. *Journal of the American Dental Association* (1939), 142 Suppl 2, 4S–9S. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2011.0336>
- Silva, T. M., Salvia, A. C., Carvalho, R. F., Pagani, C., Rocha, D. M., & Silva, E. G. (2014). Polishing for glass ceramics: which protocol?. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(3), 160–170. <https://doi.org/10.1016/j.jprior.2014.02.001>
- Sjögren, G., Molin, M., & van Dijken, J. W. (2004). A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *The International Journal of Prosthodontics*, 17(2), 241–246.
- Smith, B. G., & Knight, J. K. (1984). An index for measuring the wear of teeth. *British dental journal*, 156(12), 435–438. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4805394>

- Sorrentino, R., Navarra, C. O., Di Lenarda, R., Breschi, L., Zarone, F., Cadenaro, M., & Spagnuolo, G. (2019). Effects of Finish Line Design and Fatigue Cyclic Loading on Phase Transformation of Zirconia Dental Ceramics: A Qualitative Micro-Raman Spectroscopic Analysis. *Materials (Basel, Switzerland)*, *12*(6), 863. <https://doi.org/10.3390/ma12060863>
- Söderholm, K. J., Lambrechts, P., Sarrett, D., Abe, Y., Yang, M. C., Labella, R., Yildiz, E., & Willems, G. (2001). Clinical wear performance of eight experimental dental composites over three years determined by two measuring methods. *European Journal of Oral Sciences*, *109*(4), 273–281. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0722.2001.00064.x>
- Spitznagel, F. A., Boldt, J., & Gierthmuehlen, P. C. (2018). CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *Journal of Dental Research*, *97*(10), 1082–1091. <https://doi.org/10.1177/0022034518779759>
- Sripetchdanond, J., & Leevailoj, C. (2014). Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *112*(5), 1141–1150. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.05.006>
- Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., & Lümke, N. (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, *48*(5), 369–380. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a38057>
- Stawarczyk, B., Özcan, M., Schmutz, F., Trottmann, A., Roos, M., & Hämmerle, C. H. (2013). Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontologica Scandinavica*, *71*(1), 102–112. <https://doi.org/10.3109/00016357.2011.654248>
- Stober, T., Bermejo, J. L., Schwindling, F. S., & Schmitter, M. (2016). Clinical assessment of enamel wear caused by monolithic zirconia crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, *43*(8), 621–629. <https://doi.org/10.1111/joor.12409>
- Stokes, J. R., Boehm, M. W., & Baier, S. K. (2013). Oral processing, texture and mouthfeel: From rheology to tribology and beyond. *Current Opinion in Colloid & Interface Science*, *18*(4), 349–359. <https://doi.org/10.1016/j.cocis.2013.04.010>
- 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *120*(4), 537–545. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.11.014>

- Stumpf, A. S., Bergmann, C. P., Vicenzi, J., Fetter, R., & Mundstock, K. S. (2009). Mechanical behavior of alumina and alumina-feldspar based ceramics in an acetic acid (4%) environment. *Materials & Design*, *30*(10), 4348-4359. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2009.04.009>
- Suganna, M., Kausher, H., Tarek Ahmed, S., Sultan Alharbi, H., Faraj Alsubaie, B., Ds, A., Haleem, S., & Meer Rownaq Ali, A. B. (2022). Contemporary Evidence of CAD-CAM in Dentistry: A Systematic Review. *Cureus*, *14*(11), e31687. <https://doi.org/10.7759/cureus.31687>
- Sun, K., Wang, W., Wang, X., Shi, X., Si, Y., & Zheng, S. (2017). Tooth wear: a cross-sectional investigation of the prevalence and risk factors in Beijing, China. *BDJ Open*, *3*, 16012. <https://doi.org/10.1038/bdjopen.2016.12>
- Tachibana, K., Atsuta, I., Tsukiyama, Y., Kuwatsuru, R., Morita, T., Yoshimatsu, H., Matsushita, Y., Narimatsu, I., Ayukawa, Y., Sawae, Y., & Koyano, K. (2021). The need for polishing and occlusal adjustment of zirconia prostheses for wear on antagonist teeth. *Dental Materials Journal*, *40*(3), 650–656. <https://doi.org/10.4012/dmj.2020-190>
- Tang, Z., Zhao, X., & Wang, H. (2021). Quantitative analysis on the wear of monolithic zirconia crowns on antagonist teeth. *BMC Oral Health*, *21*(1), 94. <https://doi.org/10.1186/s12903-021-01452-z>
- Tekçe, N., Fidan, S., Tuncer, S., Kara, D., & Demirci, M. (2018). The effect of glazing and aging on the surface properties of CAD/CAM resin blocks. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, *10*(1), 50–57. <https://doi.org/10.4047/jap.2018.10.1.50>
- Traini, T., Sinjari, B., Pascetta, R., Serafini, N., Perfetti, G., Trisi, P., & Caputi, S. (2016). The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dental Materials Journal*, *35*(5), 748–755. <https://doi.org/10.4012/dmj.2016-041>
- Tribst, J. P. M., Alves, L. M. M., Piva, A. M. O. D., Melo, R. M., Borges, A. L. S., Paes-Junior, T. J. A., & Bottino, M. A. (2019). Reinforced Glass-ceramics: Parametric Inspection of Three-Dimensional Wear and Volumetric Loss after Chewing Simulation. *Brazilian Dental Journal*, *30*(5), 505–510. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201902699>
- Tsujimoto, A., Barkmeier, W. W., Fischer, N. G., Nojiri, K., Nagura, Y., Takamizawa, T., Latta, M. A., & Miazaki, M. (2018). Wear of resin composites: Current insights into underlying mechanisms, evaluation methods and influential factors. *The Japanese Dental Science Review*, *54*(2), 76–87. <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2017.11.002>

- Turker, I., & Kursoglu, P. (2021). Wear evaluation of CAD-CAM dental ceramic materials by chewing simulation. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 13(5), 281–291. <https://doi.org/10.4047/jap.2021.13.5.281>
- Turssi, C. P., De Moraes Purquerio, B., & Serra, M. C. (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(2), 280–285. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.10563>
- Turssi, C. P., De Moraes Purquerio, B., & Serra, M. C. (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(2), 280–285. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.10563>
- Tutal, Z., Yamaner, İ. Ş., & Tuncer, E. (2015). Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 157-166. <https://doi.org/10.17567/dfd.93664>
- Van't Spijker, A., Rodriguez, J. M., Kreulen, C. M., Bronkhorst, E. M., Bartlett, D. W., & Creugers, N. H. (2009). Prevalence of tooth wear in adults. *The International Journal of Prosthodontics*, 22(1), 35–42.
- Vanuspong, W., Eisenburger, M., & Addy, M. (2002). Cervical tooth wear and sensitivity: erosion, softening and rehardening of dentine; effects of pH, time and ultrasonication. *Journal of Clinical Periodontology*, 29(4), 351–357. <https://doi.org/10.1034/j.1600-051x.2002.290411.x>
- Vardhaman, S., Borba, M., Kaizer, M. R., Kim, D., & Zhang, Y. (2020). Wear behavior and microstructural characterization of translucent multilayer zirconia. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 36(11), 1407–1417. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.08.015>
- Vichi A, Fabian Fonzar R, Goracci C, Carrabba M, Ferrari M. Effect of Finishing and Polishing on Roughness and Gloss of Lithium Disilicate and Lithium Silicate Zirconia Reinforced Glass Ceramic for CAD/CAM Systems. *Oper Dent*. 2018;43:90-100. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2012.03.021>
- 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(11), 2599-2606.

- Warreth, A., Abuhijleh, E., Almaghribi, M. A., Mahwal, G., & Ashawish, A. (2020). Tooth surface loss: A review of literature. *The Saudi Dental Journal*, 32(2), 53–60. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2019.09.004>
- Wendler, M., Kaizer, M. R., Belli, R., Lohbauer, U., & Zhang, Y. (2020). Sliding contact wear and subsurface damage of CAD/CAM materials against zirconia. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 36(3), 387–401. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.01.015>
- West, N. X., Hughes, J. A., & Addy, M. (2000). Erosion of dentine and enamel in vitro by dietary acids: the effect of temperature, acid character, concentration and exposure time. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27(10), 875–880. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2000.00583.x>
- Wiedenmann, F., Böhm, D., Eichberger, M., Edelhoff, D., & Stawarczyk, B. (2020). Influence of different surface treatments on two-body wear and fracture load of monolithic CAD/CAM ceramics. *Clinical Oral Investigations*, 24(9), 3049–3060. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-03173-8>
- Willard, A., & Gabriel Chu, T. M. (2018). The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 34(4), 238–242. <https://doi.org/10.1016/j.kjms.2018.01.012>
- Wiedhahn K. (2007). From blue to white: new high-strength material for Cerec--IPS e.max CAD LT. *International journal of computerized dentistry*, 10(1), 79–91.
- Wille, S., Sieper, K., & Kern, M. (2021). Wear resistance of crowns made from different CAM/CAD materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 37(7), e407–e413. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.03.017>
- Wille, S., Zumstrull, P., Kaidas, V., Jessen, L. K., & Kern, M. (2018). Low temperature degradation of single layers of multilayered zirconia in comparison to conventional unshaded zirconia: Phase transformation and flexural strength. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 77, 171–175. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.09.010>
- Wimmer, T., Huffmann, A. M., Eichberger, M., Schmidlin, P. R., & Stawarczyk, B. (2016). Two-body wear rate of PEEK, CAD/CAM resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 32(6), e127–e136. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.005>

- Yilmaz, E. C., & Sadeler, R. (2018). Investigation of three-body wear of dental materials under different chewing cycles. *Science and Engineering of Composite Materials*, 25(4), 781-787. <https://doi.org/10.1515/secm-2016-0385>
- Yilmaz, E. C., & Sadeler, R. (2018). Investigation of two-and three-body wear resistance on flowable bulk-fill and resin-based composites. *Mechanics of Composite Materials*, 54, 395-402. <https://doi.org/10.1007/s11029-018-9750-8>
- Yilmaz, E. Ç. (2019). Effect of sliding movement mechanism on contact wear behavior of composite materials in simulation of oral environment. *Journal of Bio-and Tribo-Corrosion*, 5(3), 63. <https://doi.org/10.1007/s40735-019-0258-0>
- Yilmaz E. Ç. (2020). Investigation of two-body wear behavior of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramic for biomedical applications; *in vitro* chewing simulation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1–19. Advance online publication. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1852555>
- Zaim, B., Serin Kalay, T., & Purcek, G. (2022). Friction and wear behavior of chairside CAD-CAM materials against different types of antagonists: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(4), 803–813. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.09.024>
- Zandparsa, R., El Huni, R. M., Hirayama, H., & Johnson, M. I. (2016). Effect of different dental ceramic systems on the wear of human enamel: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(2), 230–237. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.09.005>
- Zarone, F., Di Mauro, M. I., Ausiello, P., Ruggiero, G., & Sorrentino, R. (2019). Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC oral health*, 19(1), 134. <https://doi.org/10.1186/s12903-019-0838-x>
- Zarone, F., Ferrari, M., Mangano, F. G., Leone, R., & Sorrentino, R. (2016). "Digitally Oriented Materials": Focus on Lithium Disilicate Ceramics. *International Journal of Dentistry*, 2016, 9840594. <https://doi.org/10.1155/2016/9840594>
- Zarone, F., Russo, S., & Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 27(1), 83–96. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.024>
- Zebrauskas, A., Birskute, R., & Maciulskiene, V. (2014). Prevalence of Dental Erosion among the Young Regular Swimmers in Kaunas, Lithuania. *Journal of Oral & Maxillofacial Research*, 5(2), e6. <https://doi.org/10.5037/jomr.2014.5206>

- Zeng, K., Odén, A., & Rowcliffe, D. (1996). Flexure tests on dental ceramics. *The International Journal of Prosthodontics*, 9(5), 434–439.
- Zhang, F., Inokoshi, M., Batuk, M., Hadermann, J., Naert, I., Van Meerbeek, B., & Vleugels, J. (2016). Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 32(12), e327–e337. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.09.025>
- Zhang, F., Reveron, H., Spies, B. C., Van Meerbeek, B., & Chevalier, J. (2019). Trade-off between fracture resistance and translucency of zirconia and lithium-disilicate glass ceramics for monolithic restorations. *Acta Biomaterialia*, 91, 24–34. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2019.04.043>
- Zhang, F., Spies, B. C., Vleugels, J., Reveron, H., Wesemann, C., Müller, W. D., van Meerbeek, B., & Chevalier, J. (2019). High-translucent yttria-stabilized zirconia ceramics are wear-resistant and antagonist-friendly. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 35(12), 1776–1790. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.10.009>
- Zhang, Y. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental materials*, 30(10), 1195-1203. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.08.375>
- Zhang, Y., & Kelly, J. R. (2017). Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dental Clinics of North America*, 61(4), 797–819. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.005>
- Zhang, Y., & Lawn, B. R. (2018). Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Journal of Dental Research*, 97(2), 140–147. <https://doi.org/10.1177/0022034517737483>
- Zhang, Y., Lawn, B. R., Rekow, E. D., & Thompson, V. P. (2004). Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied biomaterials*, 71(2), 381–386. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30097>
- Zhang, Z., Guo, J., Sun, Y., Tian, B., Zheng, X., Zhou, M., He, L., & Zhang, S. (2018). Effects of crystal refining on wear behaviors and mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 81, 52–60. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.02.023>
- Zhao, K., Pan, Y., Guess, P. C., Zhang, X. P., & Swain, M. V. (2012). Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 28(6), 653–660. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.02.011>

- Zheng, J., Huang, H., Shi, M. Y., Zheng, L., Qian, L. M., & Zhou, Z. R. (2011). In vitro study on the wear behaviour of human tooth enamel in citric acid solution. *Wear*, *271*(9-10), 2313-2321. <https://doi.org/10.1016/j.wear.2010.11.027>
- Zhi, L., Bortolotto, T., & Krejci, I. (2016). Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *115*(2), 199–202. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.07.011>
- Zhou, Z.R., Yu, H.Y., Zheng, J., Qian, L.M., Yan, Y. (2013). *Microtribology of Human Teeth. In: Dental Biotribology* (pp.117-139). Springer, New York, NY. https://doi.org/10.1007/978-1-4614-4550-0_5.
- Zhou, Z. R., & Zheng, J. (2008). Tribology of dental materials: a review. *Journal of Physics D: applied physics*, *41*(11), 113001. <https://doi.org/10.1088/0022-3727/41/11/113001>
- Zierden, K., Acar, J., Rehmann, P., & Wöstmann, B. (2018). Wear and Fracture Strength of New Ceramic Resins for Chairside Milling. *The International Journal of Prosthodontics*, *31*(1), 74–76. <https://doi.org/10.11607/ijp.5492>
- Zoller, M. J., Attin, T., & Wegehaupt, F. J. (2021). Wear of conventional and pre-polymerized composite materials under erosive/abrasive conditions. *Swiss Dental Journal*, *132*(2), Advance online publication.
- Zurek, A. D., Alfaro, M. F., Wee, A. G., Yuan, J. C., Barao, V. A., Mathew, M. T., & Sukotjo, C. (2019). Wear Characteristics and Volume Loss of CAD/CAM Ceramic Materials. *Journal of Prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, *28*(2), e510–e518. <https://doi.org/10.1111/jopr.12782>