



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

**FARKLI YTTRIUM İÇERİKLİ MONOLİTİK ZİRKONYA
MATERYALİNİN MİNE VE DENTİN ÜZERİNDEKİ AŞINMA
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Miray Kaya ACAR

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Ayşe KOÇAK-BÜYÜKDERE

KOCAELİ
2023

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

**FARKLI YTTRIUM İÇERİKLİ MONOLİTİK ZİRKONYA
MATERYALİNİN MİNE VE DENTİN ÜZERİNDEKİ AŞINMA
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Miray Kaya ACAR

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. Ayşe KOÇAK-BÜYÜKDERE

KOCAELİ
2023

BEYAN

Bu tez çalışmasının Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

08/12/2023

Miray Kaya ACAR

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez yazım sürecimde her zaman desteğini hissettiğim, bilgi ve tecrübesini içtenlikle paylaşan ve bana her anlamda yol gösteren çok saydığım ve sevdiğim değerli tez danışmanım Doç. Dr. Ayşe KOÇAK BÜYÜKDERE'ye,

Uzmanlık eğitim sürecime bilgi ve tecrübeleriyle katkı sağlamış olan değerli Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerinden sayın Dr. Öğretim Üyesi Burcu KANAT ERTÜRK'e,

Uzmanlık eğitimim süresince dostluk, manevi destek ve yardımlarını esirgemeyen kıymetli asistan arkadaşlarım Arş. Gör. Gönül Merve EYÜBOĞLU, Arş. Gör. Gökçe DAĞHAN, Arş. Gör. Cansu AKARSU, Arş. Gör. Nursena AKIN ve Uzm. Dt. Zübeyir KAZAN'a,

Tez örneklerinin hazırlanması sürecinde titizlik ve özenle çalışan, yardımcı olan kıymetli Bursa Özel Marmara Çok Amaçlı Diş Protez Laboratuvarı ve sahibi Fatih Reis'e,

Projemize olan desteği için Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne,

Benimle beraber bu süreci yaşayan, her zaman bana destek olan ve yardımlarını esirgemeyen sevgili arkadaşlarım Bulut ALEMDAR ve Kemal PEKCOŞKUN'a,

Bugünlere gelmemi sağlayan, hayatımın her anında maddi manevi bana destek olan, tez yazım sürecimde bilfiil benimle çalışan canım annem Gülten ACAR ve canım babam Hayrettin ACAR'a tarifsiz desteklerinden dolayı minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Miray Kaya ACAR

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK

KABUL ve ONAY	i
BEYAN	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
TABLolar DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR	x
ÖZET	xi
ABSTRACT	xii

3. GİRİŞ ve AMAÇ	1
4. GENEL BİLGİLER	3
4.1. Zirkonya	3
4.1.1. Stabilize zirkonya (Tetragonal Zirkonya Polikristali-TZP)	5
4.1.2. Yttrium-tetragonal zirkonya polikristali(Y-TZP)	5
4.1.3. HIP ve non-HIP Zirkonya.....	7
4.1.4. Düşük ısı bozunması.....	7
4.2. Monolitik Zirkonya.....	7
4.2.1. Monolitik Zirkonya Kronların Avantajları ve Dezavantajları.....	8
4.2.2. Monolitik Zirkonya Materyalinin Fiziksel Özellikleri.....	9
4.2.2.1. Kırılma Dayanıklılığı.....	9
4.2.2.2. Marjinal Uyum.....	10

4.2.2.3. Optik Özellikleri.....	10
4.2.2.4. Bükülme Direnci ve Elastik Modülüs.....	11
4.2.2.5. Yüzey Pürüzlülüğü.....	11
4.2.2.6. Aşınma.....	12
4.2.3. Monolitik Zirkonya Yüzeyine Uygulanan Bitim İşlemleri.....	14
4.2.3.1. Aşındırma.....	14
4.2.3.2. Glaze.....	16
4.2.3.3. Polisaj.....	17
4.3. Restorasyon Yüzeyine Uygulanan Bitim İşlemlerine Etki Eden Faktörler....	18
4.3.1. Sertlik Farkı.....	18
4.3.2. Aşındırıcının Gren Büyüklüğü.....	19
4.3.3. Gren Şekli.....	19
4.3.4. Aşındırıcının Hızı.....	19
4.3.5. Uygulanan Basınç.....	19
4.3.6. Yağlama Maddeleri.....	19
4.4. Aşınma.....	19
4.4.1. Aşınma Mekanizmaları.....	20
4.4.1.1. Adezyon Aşınması.....	21
4.4.1.2. Abrasyon Aşınması.....	21
4.4.1.3. Yorgunluk Aşınması.....	21
4.4.1.4. Korozyon Aşınması.....	22
4.5. Dişler, İçerikleri ve Fiziksel Özellikleri.....	22
4.6. Oral Kavitede Triboloji Süreci ve Etkenleri.....	23
4.6.1. Dental Aşınmalar.....	24
4.6.1.1. Atrizyon.....	25
4.6.1.2. Abrasyon.....	25
4.6.1.3. Abfraksiyon.....	25

4.6.1.4. Erozyon.....	26
4.7. Restoratif Materyallerin Aşınma ve Aşındırma Özellikleri.....	26
4.7.1. Fiziksel Özellikler.....	26
4.7.1.1. Reziliens Modülü.....	26
4.7.1.2. Sertlik.....	26
4.7.1.3. Yorgunluk.....	27
4.7.1.4. Kırılma Sertliği.....	27
4.7.1.5. Bükülme Dayanımı ve Gerilme Dayanımı.....	27
4.7.2. Yapısal Özellikler.....	28
4.7.3. Kimyasal Özellikler.....	28
4.7.4. Yüzey Bitim Özellikleri.....	28
4.8. Aşınmanın Değerlendirilmesi.....	28
4.8.1. Aşınma Tespit Sistemleri.....	29
4.8.2. Aşınma Simülasyonu ile İlgili Çalışmalar.....	30
4.8.3. Willytec (Munich) Çiğneme Simülatörü.....	33
4.8.4. Termal Siklus.....	34
4.8.5. Üç Boyutlu Tarama ile Aşınma Ölçümü.....	34
5.GEREÇ ve YÖNTEM.....	37
5.1. Doğal Diş Mine ve Dentin Örneklerinin Hazırlanması.....	38
5.2. Monolitik Zirkonya Örneklerin Hazırlanması.....	39
5.3. IPS Empress CAD Örneklerin Hazırlanması.....	42
5.4. Örneklerin Tutucular İçerisine Sabitlenmesi.....	42
5.5. Örneklerin 3D Lazer Tarayıcıda Taranması.....	43
5.6. Örneklerin Çiğneme Simülatöründe Yaşlandırılması.....	44
5.7. Aşınma Ölçümleri.....	45
5.8. İstatistiksel Analiz.....	46
6. BULGULAR.....	47

7. TARTIşMA.....	54
8. SONUÇ.....	60
9. KAYNAKÇA.....	61
10. ETİK KURUL ONAYI.....	79
11. ÖZGEÇMİş.....	81



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo

Tablo 1. Y-TZP materyalinin kimyasal, fiziksel, mekanik ve termal özellikleri.....	6
Tablo 2. Monolitik zirkonya aşınmasıyla ilgili yapılmış çalışmalar	12
Tablo 3. Tribolojik etkileşimler ve aşınma mekanizmaları	20
Tablo 4. Mine ve dentinin fiziksel parametreleri	23
Tablo 5. ISO No. 14569-2 Aşınma simülasyon cihazları	32
Tablo 6. Willytec Multifonksiyonel Çiğneme Cihazı	34
Tablo 7. Çalışma gruplarının dağılımı	37
Tablo 8. Çalışma grubu örneklerinin sayıları	38
Tablo 9. Kullanılan monolitik zirkonya örneklerin mekanik özellikleri	40
Tablo 10. Çiğneme simülasyonu parametreleri	45
Tablo 11. *P> 0.05 Mine ve dentin örneklerinin normal dağılıma uygunluk testi	47
Tablo 12. *p<0.001 Mine ve dentin gruplarının Tek Yönlü Varyans Analizi.....	48
Tablo 13. *P<0.05 Minedeki materyal gruplarının çoklu karşılaştırma testi.....	50
Tablo 14. *P<0.05 Dentindeki materyal gruplarının çoklu karşılaştırma testi.....	51
Tablo 15. Mine ve dentinde ortalama aşınma miktarının grafiksel gösterimi.....	52
Tablo 16. *p<0,05 Mine ve dentin gruplarının birbiriyle karşılaştırılması.....	53
Tablo 17. Mine ve dentindeki ortalama aşınmaların birlikte grafiksel gösterimi.....	53

RESİMLER DİZİNİ

Resim

Resim 1. Dişlerin periodontal küret ile temizlenmesi ve polisaj yapılması	39
Resim 2. Kronların sabit kalemle kole hizasından separe yardımıyla ayrılması	39
Resim 3. Mine ve dentin örnekleri.....	40
Resim 4. Hazırlanmış feldspatik porselen ve monolitik zirkonya örnekler	42
Resim 5. Coritec 350i Loader ünitesi, VITA Zyrcomat 6100 MS ve Programat P300 G2 cihazları	42
Resim 6. Ivoclar IPS Empress CAD for CEREC® and inLab® blokları	43
Resim 7. Monolitik zirkonya ve feldspatik porselen örneklerin tutuculara yerleştirilmesi	44
Resim 8. Laser tarayıcı ünitesi	44
Resim 9. 3D tarama işlemi	45
Resim 10. Çiğneme simülatörüne yerleştirilmiş örnekler	46
Resim 11. Öncesi ve sonrası olarak karşılaştırılmış iki model; karşılaştırılmış iki modelin 3D raporu ile aşınma bölgelerinin gösterimi.....	47

SİMGELER ve KISALTMALAR

Zr: Zirkonyum

ZrO₂: Zirkonyum oksit

ZrSiO₄: Zirkonyum silikat

CAD/CAM: Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim

TZP: Tetragonal zirkonya polikristali

Y-TZP: Yttrium-stabilize tetragonal zirkonya polikristali

LTD: Düşük ısı bozunması (Low temperature degradation)

MgO: Magnezyum oksit

Y₂O₃: Yttrium oksit

CaO: Kalsiyum oksit

Ce₂O₃: Seryum oksit

Al₂O₃: Alüminyum oksit

GPa: Gigapascal

MPa: Megapascal

LiSi: Lityum disilikat

MZ: Monolitik zirkonya

N: Newton

mm: Milimetre

mm³: Milimetreküp

µm: Mikrometre

ms: Milisaniye

Hz: Hertz

Ns: Newton saniye

3D: Üç boyutlu

ÖZET

Farklı Yttrium İçerikli Monolitik Zirkonya Materyalinin Mine ve Dentin Üzerindeki Aşınma Etkisinin İncelenmesi

Amaç: Dinamik yükleme sonrasında farklı yttrium içerikli monolitik zirkonya materyalinin karşıt diş dokusundaki mine ve dentin üzerinde meydana getirebileceği aşınma miktarının belirlenmesi ve kontrol grubundaki feldspatik porselen ile karşılaştırılması.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda tepesi 4mm çapında 7mm yüksekliğinde konik şekilli 36 adet 3Y-TZP(VITA YZHT) ve 36 adet 5Y-TZP(VITA YZXT) monolitik zirkonya örnekler hazırlandı. Örneklerin yarısı polisaj sonrası glazelendi, yarısı polisajlandı. Kontrol grubunda aynı ölçülerde 18 adet feldspatik porselen (IVOCLAR Empress CAD CEREC/inLab Multi) örnek hazırlandı. Antagonist olarak toplam 90 adet gömük molar dişin 45 adedinin mine dokusu, 45 adedinin dentin dokusu kullanıldı. 3D tarayıcıda çiğneme simülasyonu öncesi ve sonrası dişler tarandı. Örnekler dual akslı çiğneme simülatöründe (50N/5-55°C) 240000 sıklüse tabii tutuldu. 3D tarama sonucu elde edilen veriler karşılaştırıldı, mine ve dentindeki aşınma miktarları belirlendi. İstatistiksel değerlendirme IBM SPSS 29.0(IBM Corp., Armonk, NY, USA) paket programı ile yapıldı. Çalışmanın örneklem boyutu G*Power version 3.1.9.2(Kiel University, Kiel ,Germany) paket programı ile belirlendi. Normal dağılıma uygunluk için Shapiro Wilk Testi kullanıldı. Nümerik değişkenler ortalama $\pm$ standart sapma olarak verildi. Materyaller arasındaki farklılık Tek Yönlü Varyans Analizi(ANOVA) ve Tukey Çoklu Karşılaştırma(Multiple Comparison) Testi ile karşılaştırıldı. $P<0.05$ iki yönlü testlerde istatistiksel önemlilik için yeterli kabul edildi.

Bulgular: Materyaller arasında aşınma mine ve dentin için sırasıyla en yüksek feldspatik porselen, en az 5Y-TZP(P) olarak bulundu. Glazelenmiş ve polisajlanmış örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı olmasa da polisajlı örneklerin aşındırma miktarları daha az bulundu.

Anahtar Kelimeler: Aşınma, Dentin, Mine, Monolitik zirkonya

ABSTRACT

Wear Evaluation of Monolithic Zirconia Material with Different Yttrium Amounts on Enamel and Dentin

Aim: Determining the wear amount on the antagonist enamel and dentin structure caused by the monolithic zirconia material with different yttrium amounts after dynamic loading and comparison with feldspathic porcelain in the control group.

Material and Method: In our study, 7mm in height 36 pieces 3Y-TZP (VITA YZHT), 36 pieces 5Y-TZP(VITA YZXT) were prepared. Half of the samples were polished and glazed, half of the samples were polished. In control group, 18 feldspathic porcelain (IVOCLAR Empress CAD CEREC/inLab Multi) pieces with same diameters were prepared. As antagonists 90 impacted molar teeth were collected and prepared. Before and after simulation, a 3D laser scanner was used to scan the teeth surfaces. The samples were subjected to a 240000 chewing cycle with dual-axis chewing simulator(50 N, 5-55 °C). After the simulation, the obtained data from 3D scanner were superimposed to determine the amount of wear on enamel and dentin. Statistical evaluation was made with IBM SPSS 29.0(IBM Corp., Armonk, NY, USA) program. The G*Power version 3.1.9.2(Kiel University, Kiel ,Germany) program was used to determine the sample volume of the study. Conformity with normal distribution was assessed by the Shapiro Wilk Test. Numerical variables were given as an average $\pm$ standard deviation. The difference between the materials was compared to the Unidirectional Variance Analysis (ANOVA) and Tukey Multiple Comparison Test in numerical variables with normal distribution. $P<0.05$ was accepted enough for statistical significance in two-way tests.

Results: Among the materials, the wear was found to be the highest feldspathic porcelain, the least 5Y-TZP(P) for enamel and dentin. Although there is no statistically significance between glazed and polished samples, polished samples caused less amount of wear on the antagonist teeth.

Key Words: Dentin, Enamel, Wear, Monolithic zirconia

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliğinde son dönemlerde estetik beklentinin artmasından dolayı tam seramik restorasyonlar, metal destekli restorasyonlara göre daha fazla tercih edilmektedir. Doğal dişe benzer optik özellikleri, ışık dağılımı ve biyouyumluluk nedeniyle farklı materyallerden üretilmiş restorasyonlar (lityum disilikat, lösit, alüminyum oksit) hastalar tarafında da sıkça tercih edilmektedir (Piconi ve Maccauro, 1999; Heintze ve Rousson, 2010).

Zirkonya yüksek eğilme direnci ve kırılma dayanımı olan bir okside seramiktir. Dental laboratuvarlarda gerek alt yapı malzemesi gerek kron restorasyonu olarak kullanılabilir. İşlenmemiş haliyle zirkonyum (Zr) göreceli yumuşak, biçimlendirilebilir, parlak, gümüşü bir metaldir. Diş hekimliğinde metalin oksit hali zirkonyum dioksit yani zirkonya kullanılmaktadır ve elde etmesi uzun aynı zamanda pahalı bir süreçtir. Detaylı üretim süreci sonrasında beyaz, yüksek oranda kaynaşmış kristalin bir toz elde edilmektedir (Stawarczyk ve ark., 2017).

Estetik için zirkonya altyapıların translusent feldspatik ya da cam seramik materyaller ile veneerlenmesi gerekmektedir. Zirkonya ve seramik arasındaki bağlantı mekanizması hala tam olarak bilinmemektedir ve bu ara yüzeyi, *chippinge* neden olan, restorasyonun en zayıf bölgesi olarak kabul edilmektedir (Sundh ve ark., 2004). Sistemik bir derlemede zirkonya destekli sabit protezlerin *chipping* sıklığının metal destekli sabit protezlere kıyasla daha sık olduğunu gösterilmiştir (Heintze ve Rousson, 2010). Zirkonya restorasyonlarla yapılmış klinik çalışmalar veneer porselen ve alt yapı kırıklarının en sık karşılaşılan komplikasyonlar olduğunu göstermektedir. CAD/CAM sistemi ile üretilmiş veneerleme prosedürüne ihtiyaç duyulmayan anatomik konturlu zirkonya restorasyonlar günümüzde popülerleşmektedir (White ve ark., 2005; Park ve ark., 2014). Parafonksiyon, yetersiz oklüzal mesafe ve/veya geçmiş restorasyonlarında kırık öyküsü bulunan kişilerde monolitik zirkonya restorasyonlar ile tedavi alternatif olarak düşünülebilir (Griffin, 2013; Park ve ark., 2014).

Monolitik zirkonyanın karşıt diş dokusu üzerindeki aşındırıcılığına dair pek çok farklı görüş bulunmaktadır. Bunun yanında monolitik zirkonyaya uygulanan bitirme işlemlerinin de yüzey sertliğine ve pürüzlülüğüne etki ettiği dolaylı olarak karşıt diş dokusu ya da

materyalde oluşturacağı aşınmanın da değişkenlik gösterdiği söylenmektedir (Ghazal ve ark., 2009; Alaa ve ark., 2013).

Çalışmamızın amacı, 5 mol yttrium içeren monolitik zirkonya ile 3 mol içeren alt yapı olarak kullanılan zirkonya yüzeylere polisaj ve glaze işlemleri uygulayarak, dual akslı çiğneme simülatöründe yapılan yükleme sonrası karşı diş mine ve dentin dokusundaki aşındırma etkisini incelemek ve miktarını belirlemektir.

Çalışmamızın hipotezleri ise:

1- 5Y-TZP, 3Y-TZP materyaline göre karşı arkı daha az aşındıracaktır.

2- Mine dokusu dentin dokusuna göre daha az aşınacaktır.



4.GENEL BİLGİLER

4.1. Zirkonya

Geleneksel dental porselenin düşük çekme dayanımı, restorasyonlarda kullanılan belirli alloylara karşı gelişen alerjik ya da toksik reaksiyon endişesi ve estetik beklentilerin de artmasını takiben diş hekimliğinde metal içermeyen ve diş renginde olan restorasyonlar popülerleşmeye başlamıştır ve tam seramik sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemler iki ana grupta toplanabilir. Birinci grupta kristaller ile güçlendirilmiş cam seramikler ve bunlardan daha sonra geliştirilen monolitik zirkonya materyalleri yer almaktadır. Bu gruptaki materyallerin tümü tam anatomik kron-köprü restorasyonlarının yapımında tek katmanlı ve homojen yapı olarak kullanılabilir. İkinci grupta ise metal altyapı yerini alan yüksek dayanım porselenleri bulunmaktadır. Bu gruptaki seramik sistemler çift katmanlı sistemlerdir ve kullanılan altyapılar arasında alümina ve zirkonya gibi yoğun sinterlenmiş polikristalin malzemeler bulunmaktadır (Raigrodski ve ark., 2001; Raigrodski ve ark., 2004; Heather ve ark., 2007; Guess ve ark., 2011; Madfa ve ark., 2014).

Zirkon antik çağlardan beri bir mücevher olarak bilinmektedir. Arapça’da “Zargun”(altın rengi) denilen zirkonyum; Farsça “Zar”(altın) ve “Gun”(renk) kelimelerinin birleşiminden meydana gelmektedir. Doğada hiçbir zaman serbest halde bulunmamaktadır. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır. Sıcaklık, aşınma ve korozyona karşı çok dirençlidir. Zirkonyumun bilinen bileşikler zirkonyum silikat (Zirkon, $ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksittir (ZrO_2). Zirkonyum silikatın bir diğer ismi “zirkon”dur. Zirkonyum oksitin diğer isimleri arasında “zirkonya, zirkonyum dioksit” sayılabilir (Turp ve Türkoğlu, 2017). Tıbbi amaçlar için kullanılan form zirkonyum oksit, ilk 1969’da kalça protezi olarak titanyum ya da alüminyum protezlere alternatif amacıyla ortopedi alanında kullanılmıştır (Piconi ve Maccauro, 1999; Helmer ve Driskell, 1969). Sonrasında Garvie ve Nicholson yttrium-tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) olarak bilinen yüksek biyouyumluluk ve gelişmiş kırılma dayanımı gösteren yttrium oksit yarı stabilize zirkonya (Y-PSZ) seramik üzerine odaklanmıştır (Garvie ve Nicholson, 1972; Christel ve ark., 1989; Taira ve ark., 1990; Hayashi ve ark., 1992). Bu sayede zirkonya biyomateryal olarak alüminaya iyi bir

alternatif haline gelmiş ve endodontik post, ortodontik braket, kron, köprü ve implant abutmentları gibi dental amaçlarla kullanılmaya başlanmıştır (Keith ve ark., 1994).

Saf zirkonyanın kristal yapısının uzayda üç fazı bulunmaktadır. Oda sıcaklığında paralel yüzeyli deforme olmuş prizmalardan oluşan $\sim 1,170^{\circ}\text{C}$ dereceye kadar sıcaklıkta monoklinik(*m*) faz, $\sim 1,170^{\circ}\text{C}$ üzerinde rektangular yüzeyli prizmalardan oluşan tetragonal(*t*) faz, $\sim 2,370^{\circ}\text{C}$ üzerinde kare yüzeyli prizmalardan oluşan kübik(*k*) faz. Kübik faz $2,370^{\circ}\text{C}$ üzerinde stabildir ve orta derecede mekanik özellikleri bulunmaktadır. Tetragonal faz $1,170-2,370^{\circ}\text{C}$ arasında stabildir ve gelişmiş mekanik özellikleri vardır. Monoklinik faz ise oda sıcaklığında $1,170^{\circ}\text{C}$ ' ye kadar stabildir, zayıf mekanik özelliklere sahiptir, seramik partikülleri arasındaki kohezyon azdır, düşük yoğunluğa sahiptir (Vagropoulou ve ark., 2009; Zhang ve ark., 2017).

Isı ve faz değişimleri sonrası soğumaya bırakılan tetragonal fazdaki zirkonya oda sıcaklığında stabilize edilmiş olsa da aslında metastabil bir fazdır ve geri dönüşüm gösterebilir. Yani belirli koşullarda zirkonya tekrar monoklinik faza dönüşebilir. Bunu sağlayacak enerjiyi yapısında bulundurmasından ötürü yüksek mekanik özelliklere sahiptir (Garvie ve ark., 1975; Meyenberg ve ark., 1995; Luthardt ve ark., 1999; Tinschert ve ark., 2001; Kelly, 2004; Lughy ve ark., 2010; Turp ve ark., 2013; ISO 13356:2008). Bu dönüşüm karakteristik olarak materyal hacminde %4 artışla sonuçlanır ve martensitik transformasyon olarak adlandırılır (Stawarczyk ve ark., 2017). Materyal hacmindeki bu artış sıkıştırıcı stresler ile dayanıklılığı arttırsa da seramik yapıda yüksek gerilmelere ve istenmeyen çatlaklara neden olabilmektedir (Flinn ve ark., 2012; Stawarczyk ve ark., 2017). Yapıdaki maksimum monoklinik faz oranının %25'i aşmaması gerektiği bildirilmiştir. Bu amaçla zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi hedeflenmiştir (Garvie ve ark., 1975).

Soğuma sırasında meydana gelen martensitik transformasyon stabilize edici oksitlerin zirkonya kristaline eklenmesi ile önlenmektedir. Bu sayede yapı oda sıcaklığında tetragonal ya da tetragonal-kübik fazda kalabilmektedir (Stawarczyk ve ark., 2017). Stabilize edici oksit bulunduran ve piyasada en yaygın bulunan zirkonya yttrium oksit ile stabilize edilmiş zirkonyadır (Y-TZP)(Stawarczyk ve ark., 2017).

4.1.1. Stabilize zirkonya (Tetragonal Zirkonya Polikristali-TZP)

Stabilize zirkonya yetersiz kübik faz oluşumu nedeniyle, MgO, Y₂O₃, CaO ve Ce₂O₃ gibi farklı oksitlerin tetragonal ve/veya kübik fazları stabilize etmek için zirkonyaya eklenmesi ile meydana gelen bir yapıdır. Bir diğer ismiyle tetragonal zirkonya polikristali olarak adlandırılır (TZP). Materyale düşük miktarda stabilizatör eklenmesi ile 1000°C ve üzeri sıcaklıkta yapı tetragonal faza geçerken daha düşük sıcaklıkta kübik ve monoklinik(veya tetragonal) faz karışımına geçmektedir. Sonuç olarak bu eklemeler materyalin oda sıcaklığında farklı fazları bir arada bulundurmasını sağlamaktadır. TZP %16mol MgO, %16mol CaO veya %8mol Y₂O₃'in ZrO₂'e eklenmesi ile meydana gelir ve kübik forma sahiptir. Daha düşük miktarda stabilize edici oksitlerin ZrO₂'ye eklenmesiyle yarı stabilize zirkonya(PSZ) diye adlandırılan multifaz bir form meydana gelmektedir. PSZ mikroyapısı oda sıcaklığında temelde kübik fazdadır, az oranda tetragonal ve monoklinik fazları da içermektedir (Vagropoulou ve ark., 2009; Zhang ve ark., 2017). PSZ materyalinin mekanik özellikleri daha iyi olmasına rağmen taneciklerinin büyük olması daha çok poröziteye neden olmaktadır. Aynı zamanda sinterleme derecelerinin de yüksek olması nedeniyle tetragonal zirkonya polikristali (TZP) daha çok tercih edilmektedir (Piconi ve Maccauro, 1999).

4.1.2. Yttrium-tetragonal zirkonya polikristali(Y-TZP)

Y-TZP diğer adıyla yttrium stabilize zirkonya, birkaç yüz nanometre boyutlarında tamamıyla tetragonal partiküllerden oluşan, stabilize edici ajan olarak %2-3 mol oranında Y₂O₃ eklenmiş materyallerdir. Oda sıcaklığında zirkonyanın t fazında kalmasını sağlayan ve mekanik özelliklerini etkileyen faktörler işlem sıcaklığı, stabilize edici oksit miktarı ve tanecik boyutudur. Spontan $t \rightarrow m$ faz dönüşümünün gerçekleşebilmesi için Y₂O₃ konsantrasyonuna bağlı kritik bir tanecik boyutu vardır ve bu boyutun üzerinde faz dönüşümü gerçekleşmektedir. Çok küçük tanecikli yapıda dönüşümün inhibe olduğu bildirilmiştir (Cristel ve ark., 1989; Theunissen ve ark., 1992; Piconi ve Maccauro, 1999).

Stabilize edici oksitlerin oranı %3,5 üzerine çıktığında fazlasıyla yüksek oranda kübik faz parçalanmasına ve bahsedilen faz değişimine neden olmaktadır. Bu sebeple oda sıcaklığında stabil bir tetragonal faz oluşturmak için partikül boyutları 0.8 µm' den az olmalı, partikül oranı da %3 molü geçmemelidir (Theunissen ve ark., 1992). Y-TZP seramikleri Y₂O₃'in ZrO₂ tuzlarıyla birlikte çökeltilmesiyle ya da ZrO₂'in direkt Y₂O₃ ile kaplanması ile üretilir (Piconi ve Maccauro, 1999).

Y-TZP yüksek direnç, kırılma dayanımı, sertlik, aşınma direnci, non-manyetik davranış, elektrik yalıtımı, düşük termal iletkenlik, asit ve alkali ürünler karşısında korozyon direnci, çeliğe benzer elastik modül ve demire benzer termal ekspansiyon katsayısı gibi biyomedikal mühendislik alanında ayırt edici olan faydalı özelliklere sahiptir. Ancak Y-TZP materyali ya da Y-TZP’den meydana gelen klinik aparatlar ISO 13356 ve “American Society for Testing and Material(ASTM)” F1873 kriterlerine uygun olmalıdır. Y-TZP materyalinin kimyasal içeriği, fiziksel ve mekanik özellikleri bu kriterlerle karşılaştırmalı olarak aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Vagropoulou ve ark. 2009; Zhang ve ark., 2017). (Tablo 1)

Özellikler	Y-TZP	ISO 13356	ASTM F1873
Kimyasal kompozisyon(wt%)			
ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃	>99.0	>99.0	>99.0
Y ₂ O ₃	4.5-5.4	4.5-5.4	4.5-5.4
Al ₂ O ₃	<0.5	<0.5	<0.5
Diğer oksitler	<0.5	<0.5	<0.5
Fiziksel özellikler			
Kütle yoğunluğu(g/cm ³)	6.05	≥6.00	≥6.00
Partikül boyutu(μm)	0.2	≤0.6	≤0.6
Monoklinik faz(%)	1	-	≤5
Porözite	<0.1%	<0.1%	<0.1%
Mekanik özellikler			
Fleksural dayanım 4 nokta(MPa)	1,666.0	≥800	>800
Elastik modülüs(GPa)	201	-	≥200
Vickers sertlik(HV)	1,270.0	-	>1,200.0
Kırılma dayanımı(Kgf/mm ^{2/3})	16.8	-	-
Kırılma dayanımı K _{IC} (MPa m ⁻¹)	7-10	-	-
Kompresif dayanımı(MPa)	4,900.0	-	-
Darbe dayanımı(MPa)	137.0	-	-
Termal özellikler			
Termal ekspansiyon katsayısı (10 ⁻⁶ /°C)	11x10 ⁻⁶ K ⁻¹	-	-
Termal iletkenlikW/m°K)	2	-	-
Özısı(J/kg°K)	500	-	-

Tablo 1. Y-TZP materyalinin kimyasal, fiziksel, mekanik ve termal özellikleri (Vagropoulou ve ark., 2009)

4.1.3. HIP ve non-HIP zirkonya

Diş hekimliği kliniğinde temel olarak green(sinterlenmemiş), HIP(Hot Isostatic Pressing)(tam sinterlenmiş) ve non-HIP(kısmi sinterlenmiş) zirkonya olmak üzere üç tip zirkonya materyali bulunmaktadır. Green zirkonya Y-TZP tozunun preslenmesiyle üretilir ve aşındırma sonrası materyal sinterlemeye tabii tutulmaktadır (Denry ve Kelly, 2008). HIP işlemi materyal yoğunluğunu arttırmak amacıyla yüksek ısı ve basınç uygulanan, pahalı ve özel bir sinterleme tekniğidir. Non-HIP zirkonya ise sinterleme işleminin aşındırma sonrasında da kısmi olarak uygulanması ile elde edilen bir materyaldir. HIP ve non-HIP zirkonya temelde kimyasal olarak aynı yapıdadır. Ancak HIP zirkonya non-HIP zirkonyaya göre %20 oranında daha dayanıklıdır (Guazzato ve ark., 2004).

4.1.4. Düşük ısı bozunması(LTD)

Zirkonya yüzeyinde ısı artışı sonucu taneciklerin büyümesi ve tetragonalden monoklinik faza ters dönüşümün meydana gelmesi olayıdır. Bu faz dönüşümü ile zirkonya yapısı olumsuz yönde etkilenir, stabil özelliği kaybolur (Lughi ve ark., 2010). Düşük ısı bozunması (LTD) ilk defa 1981 yılında Kobayashi ve arkadaşları tarafından, zirkonyanın 100-400 °C sıcaklıkta uzun süre tutulma sonucu ortaya çıkan ve su molekülleriyle tetiklenen faz dönüşümü şeklinde tanımlanmıştır (Al-amleh ve ark., 2010).

4.2. Monolitik Zirkonya

Bilimsel literatürde zirkonyanın stres alan bölgelerdeki diğer büyük sabit restorasyon materyallerine kıyasla daha uygun bir alt yapı materyali olduğu ve geniş endikasyon aralığına sahip olduğu kanıtlanmıştır. Ancak cam seramik ile veneerlenmiş zirkonyanın kırık ve chipping açısından majör bir komplikasyon oluşturduğu rapor edilmiştir (Manicone ve ark., 2007; Sailer ve ark., 2007; Molin ve ark., 2008; Schmitter ve ark., 2009; Al-amleh ve ark., 2010; Komine ve ark., 2010; Bachhav ve Aras, 2011; Kelly ve ark., 2011; Pröbster ve Kern, 2012; Schmitter ve ark., 2012; Raigrodski ve ark., 2012a; Raigrodski ve ark., 2012b; Sarafidou ve ark., 2012).

Zirkonyanın bu probleminin üstesinden gelmek için gelişmiş CAD/CAM teknolojilerinin de yardımıyla veneerlenme ihtiyacı olmadan, anatomik konturlarda üretilip, kullanılabilen monolitik zirkonya restorasyonların popülerliği artmaktadır. Monolitik zirkonya restorasyonların temel problemi cam seramiklerdeki translusensinin sağlanmasıdır; bu da üretim ve sinterleme aşamasındaki modifikasyonlarla mümkün olmaktadır. Ayrıca kabul

edilebilir estetiğin sağlanabilmesi için önceden renklendirilmiş materyaller ve de diş rengine uygun likit boya maddeleri mevcuttur (Jiang ve ark., 2011; Stober ve ark., 2014; Park ve ark., 2014). Mekanik özelliklerin bu modifikasyonlardan ne denli etkilendiği henüz net değildir. Bir in-vitro çalışma full-kontur zirkonya kronların, veneerlenmiş olan zirkonya altyapılı kronlara göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiğini bulmuştur (Marchack ve ark., 2011; Beuer ve ark., 2012).

Sert monolitik zirkonya materyalinin karşıt diş mine dokusundanki aşındırıcılığı incelenmiş bir konudur. Farklı in-vitro çalışmalar monolitik zirkonyanın aşınma direncinin diğer dental seramiklere göre daha yüksek olduğunu, farklı antagonist materyallerde (mine, paslanmaz çelik, sentetik hidroksiapatit) de benzer veya daha az aşınmaya neden olduğunu göstermiştir (Marchack ve ark., 2011; Beuer ve ark., 2012; Kim ve ark., 2012; Mitov ve ark., 2012; Preis ve ark., 2012; Rosentritt ve ark., 2012; Janjavula ve ark., 2013; Kontos ve ark., 2013; Sabrah ve ark., 2013; Stawarczyk ve ark., 2013).

Zirkonya yüzeyine uygulanan bitirme tekniklerinin aşınma üzerine etkisi ile ilgili sonuçlar ise tartışmalıdır. Bir çalışmada glazelenmiş zirkonya yüzeyinin antagonistte daha az aşındırıcılığa neden olduğu gösterilirken, bazı çalışmalarda ise sadece iyice polisajlanmış zirkonya yüzeyinin antagonist üzerinde daha az aşınmaya neden olabileceği bildirilmiştir (Beuer ve ark., 2012; Mitov ve ark., 2012; Janjavula ve ark., 2013; Kontos ve ark., 2013; Sabrah ve ark., 2013).

Monolitik zirkonya restorasyonlar tüm zirkonya alt yapılı restorasyonların endikasyonlarında kullanılabilmektedir. Bununla birlikte tüm ağız gibi uzun ve çoklu gövdeli protezlerde, yetersiz interoklüzal mesafe varlığında, parafonsiyonel alışkanlıkları olduğu hastalarda, implant üste sabit protezlerde, endokron, inlay ve onlaylerde kullanılabilmektedir (Ulu ve Bayındır, 2016).

4.2.1. Monolitik zirkonya kronların avantajları ve dezavantajları

Avantajlar

- Yüksek saydamlık
- Estetik
- Minimal invaziv preparasyon
- Digital ölçü ve üretim aşamaları

- Çeşitli simanlarla simantasyon
- Minimal antagonist aşınması
- Biyouyumluluk
- Renklendirilebilirlik
- Yetersiz interoklüzal mesafe durumunda kullanılabilir olması
- Yüksek bükülme direnci(1570Mpa) ve ısı dayanımı

Dezavantajlar

- Materyal ve üretim maliyetlerinin yüksek olması
- Cam seramikler kadar yüksek estetiğe sahip olmaması
- Tamir edilmelerinin zorluğu
- Klinikte uyumlama sırasında materyali işlemenin zorluğu olarak sıralanabilir (Griffin, 2013; Zhang ve ark., 2013; Carames ve ark., 2015; Lohbauer ve Reich, 2017).

4.2.2. Monolitik zirkonya materyalinin fiziksel özellikleri

4.2.2.1. Kırılma dayanıklılığı

Monolitik zirkonyanın yüklenme kapasitesi ve uygun kalınlık belirlenmesi ile ilgili yapılan bir çalışmada zirkonya kalınlığının 0,6 mm'den 1,5 mm'ye çıkarılması sonucu kırılma dayanımının arttığı tespit edilmiştir. Ayrıca monolitik zirkonya kronların kırılma dayanımının lityum disilikat, zirkonya destekli ve metal destekli porselen kronlara göre daha yüksek olduğu belirtilmiştir (Sun ve ark., 2014).

Bir başka çalışmada farklı yüzey işlemleri uygulanmış monolitik zirkonya ve veneerlenmiş zirkonyanın kırılma dayanımlarına bakılmış, monolitik zirkonya restorasyonların zirkonya alt yapılı olanlara göre kırılma dayanımlarının daha yüksek olduğu belirtilmiştir (Lameira ve ark., 2015).

Zesewitz ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada monolitik zirkonya, lityum disilikat ve feldspatik seramikten üretilmiş restorasyonları farklı simanlarla simante etmişler ve kırılma dayanımlarını incelemişlerdir. Sonucunda monolitik zirkonya restorasyonların siman çeşidinden bağımsız olarak en yüksek kırılma dayanımını gösterdiğini tespit etmişlerdir (Zesewitz ve ark., 2014).

Monolitik zirkonya materyalinin alt yapılı ya da tam seramiklere kıyasla kırılma dayanımının daha yüksek bulunduğu çalışmaların yanı sıra monolitik zirkonya ve veneerlenmiş zirkonya restorasyonların kırılma dayanımlarının benzer bulunduğu çalışmalar da mevcuttur (Preis ve ark., 2012).

4.2.2.2. Marjinal uyum

Hamza ve Sherif yaptıkları bir çalışmada farklı CAD/CAM sistemlerinde üretilmiş 5 farklı monolitik zirkonya restorasyonunun marjinal uyumlarına bakılmıştır ve CAD/CAM sistemlerin farklılığının bitmiş restorasyonun marjinal uyumu üzerinde etkisi olduğu tespit edilmiştir (Hamza ve Sherif, 2017).

Kale ve arkadaşları yaptıkları in vitro çalışmada CAD/CAM sistemlerinde üretilen monolitik zirkonya kronların siman boşluğunun marjinal uyum üzerine etkisini incelemişlerdir. Sonuçlara bakıldığında farklı siman aralığı değerlerinin vertikal marjinal uyum üzerinde istatistiksel olarak anlamlı etkileri olduğunu bulmuşlardır (Kale ve ark., 2016).

4.2.2.3. Optik özellikleri

Kim ve arkadaşlarının yaptığı farklı çalışmalardan birinde cila ve glaze işlemlerinin monolitik zirkonyanın renk ve ışık dağılımı üzerine etkileri incelenmiştir. Tüm materyallere A-2 renk likitleri uygulanmıştır daha sonra materyal yüzeylerine cila, glaze ve hiçbir şey olmamak üzere üç farklı işlem uygulanmıştır. Bu işlemlerin renk üzerine farklı etkilerini incelemek için *CIELAB* renk uzayına bakılmıştır. Sonuçlara bakıldığında ışık dağılımı cilalanmış ve glazelenmiş gruplarda hiçbir işlem uygulanmamış gruba göre belirgin oranda azalmıştır. Tüm monolitik zirkonya materyallerinde uygulanan likidin rengi sarılaştırdığı görülmüştür (Kim ve ark., 2013). 2014'te yaptıkları başka bir çalışmada ise renklendirici likit uygulama sayılarının monolitik zirkonyanın optik özellikleri üzerine etkilerine incelenmişlerdir. Çalışma ölçümlerinde *CIELAB* renk uzayı baz alınmıştır. Materyal üzerine sürülen likit miktarının artması ile "*L*" değerinin düştüğü, renk açıklığının ve opalesensliğin azaldığı, *B* değerinin ise arttığı, sarılaşma ve koyulaşmanın arttığı görülmüştür (Kim ve ark., 2014).

4.2.2.4. Bükülme direnci ve elastik modülüs

İmplant destekli restorasyonların kırılma riskleri ile ilgili yapılan bir çalışmada kullanılan monolitik zirkonya kronların kırılma dirençlerinin (initial load failure-ILF) en yüksek olduğu bulunmuştur (6065 N). Bunu sırasıyla LiSi (2788 N), kompozit rezin (1935-2386 N) izlemiştir. Veneerlenmiş zirkonya kronlarda ise bu değer en düşük (1477 N) olarak bulunmuştur. Ayrıca yüzey pürüzlülüğünün de bu restorasyonların kırılma, bükülme direncini göreceli olarak düşürdüğü belirtilmiştir (De Kok ve ark., 2015).

4.2.2.5. Yüzey pürüzlülüğü

Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü arttıkça karşıt arkta bulunan doğal diş veya dental materyal üzerinde meydana gelen aşınma da artmaktadır. Bu nedenle seramik restorasyon yüzeylerinin pürüzsüz olması istenen bir özelliktir (Magne ve ark., 1999).

Yapılan bir çalışmada çiğneme simülatörüne yüzey pürüzlülüğü artırılan monolitik zirkonya materyali, karşısına kompozit rezin ve mine dokusu örnekleri yerleştirilmiştir. Örnekler 300 000 döngülük bir yaşlandırmaya tabii tutulmuşlardır. 3D tarama işlemi ile monolitik zirkonya karşısındaki materyallerde meydana gelen aşınma ölçülmüştür ve pürüzlülük arttıkça meydana gelen aşınmanın da arttığı tespit edilmiştir. Klinikte seramiklerin aşındırıcı etkisini azaltmada ideal bir şekilde cilalamanın ve yüzey pürüzlülüğünün 0,75 µm'den az olmasının etkili olduğu bildirilmiştir (Ghazal ve Kern, 2009).

Hmaidouch ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada aşındırma sonrası cilalanmış monolitik zirkonya ve veneerlenmiş glazeli zirkonya yüzey pürüzlülüğü açısından karşılaştırılmıştır. Mekanik olarak cilalanmış monolitik zirkonyanın daha az yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğu tespit edilmiştir (Hmaidouch ve ark., 2014).

Bir çalışmada farklı yüzey bitim işlemleri uygulanmış zirkonya restorasyonların minede meydana getirdiği aşınmaya bakılmıştır. Cilalanmış örneklerin yüzey pürüzlülüğü ortalama 0,006 µm kadar küçük bir değer olduğu tespit edilmiştir. Cilalanmış ve glazelenmiş yüzeyler arasında aşındırıcılık bakımından anlamlı bir fark olduğu bulunmuştur (Mitov ve ark., 2012). Benzer bir şekilde cilalanmış zirkonyanın yüzey pürüzlülüğünün daha düşük olduğu Janjavula ve arkadaşları tarafından da tespit edilmiştir (Janjavula ve ark., 2013).

Yüzey pürüzlülüğünün bakteri adezyonu açısından değerlendirildiği çalışmalar da mevcuttur. Sadid-Zadeh ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada yüzey pürüzlülüğünü akrilik rezinler için 0,03 µm ve 1,2 µm arasında, glazelenmiş porselen için 0,08 µm ve 0,33 µm arasında, saf titanyumda 0,008 µm ve 0,02 µm ve işlenmiş zirkonyada ise 0,08 µm ve 0,1 µm değerleri arasında bulmuştur. Bu verilerden yola çıkılarak zirkonyanın bakteri adezyonunu azaltıcı etkiye sahip olan bir protetik materyal olduğu bildirilmiştir (Sadid – Zadeh ve ark., 2013).

4.2.2.6. Aşınma

Kron köprü gibi sabit dental protezlerde kullanılacak restoratif materyaller yapı ve biyolojik özellikler bakımından doğal diş yapısına yakın olmalıdır. Aksi halde antagonist minede ileri derecede aşınma meydana gelebilir. Mine aşınması karşındaki dental seramiğin fiziksel, mikroyapısal, kimyasal ve yüzey özelliklerine bağlı olarak meydana gelen bir fenomendir (Oh ve De Long ve Anusavice, 2002; Mitov ve ark., 2012). Hem estetik hem de pürüzsüz yüzey elde etmek için monolitik zirkonya üzerine cilalama veya glazeleme işlemi uygulanmaktadır. Mekanik polisaj yani cilalama işleminde patlarla birlikte cila frezleri ve lastikleri kullanılır. Glazeleme işleminde ise materyal üzerine ince bir cam tabakası sürülüp fırınlama yapılır (Kim ve ark., 2013).

Günümüze kadar monolitik zirkonya ile yapılan antagonist aşınması ile ilgili çalışmalarda çoğunlukla cilalanmış yüzeylerin oluşturduğu aşınmanın, glazelenmiş yüzeylerin oluşturduğu aşınmaya göre daha az olduğu sonucuna varılmıştır. (Tablo 2)

Jung ve arkadaşlarının full-kontur zirkonyanın antagonist dişler üzerindeki aşındırma kapasitesini feldspatik porselenle karşılaştırarak inceledikleri bir çalışmada cilalanmış ve glazelenmiş zirkonya gruplarına bakılmıştır. Çalışma sonunda antagonist dişte feldspatik porselende ($0.119 \pm 0.059 \text{ mm}^3$) en yüksek aşınma gözlenmiştir. En az aşınma ise cilalanmış zirkonyada ($0.031 \pm 0.033 \text{ mm}^3$) görülmüştür (Jung ve ark., 2010).

Preis ve arkadaşlarının yaptıkları bir in vitro çalışmada iki boyutlu bir aşınma cihazında monolitik zirkonya, veneerlenmiş zirkonya, feldspatik seramik aşındırıcılıklarına bakılmıştır. Çalışma sonucunda feldspatik seramiğin mine üzerinde daha diğer materyallerden fazla aşınma gösterdiği bulunmuştur. Zirkonya örneklerde ise bir aşınma gözlenmemiştir (Preis ve ark., 2011).



Araştırımcı ve Yılı	Materyal	Zirkonya	Bitim	Test	Antagonist	Materyal
Jung ve ark 2010	MZ	Prettau	Cilalanmış	Çiğneme simülatörü	Feldspatik seramik>	-
	Feldspatik seramik	(Zirkonzahn)	Glazelenmiş	CS 4.8	Glazelenmiş zirkonya>	
				(SD Mechatronik)	Cilalanmış zirkonya	
Preis ve ark 2011	MZ	Zeno Zt Bridge	Glazelenmiş	24x10 ⁴ sıkluş		
	Veneerlenmiş zirkonya	(Wieland Dental)		Pin-on-Block	Feldspatik seramik> MZ	Monolitik zirkonya
	Feldspatik seramik Mine			12x10 ⁴ sıkluş	Monolitik zirkonya örnekler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.	örneklere aşınma görülmemiştir.
Preis ve ark 2012	MZ	Cercon	Glazelenmiş	Çiğneme simülatörü	-	Glazelenmiş gruplarda
	Veneerlenmiş zirkonya	(Deutsply)	Kumlanmış, glazelenmiş	(EGO)		temas noktalarında aşınma
	Mine		Cilalanmış, aşındırılmış, Cilalanmış, aşındırılmış, tekrar cilalanmış	12x10 ⁵ sıkluş		izlenirken, cilalanmış gruplarda belirgin bir değişim gözlenmemiştir.
Mitov ve ark 2012	MZ	Everest ZH(Kavo)	Cilalanmış	Çiğneme Simülatörü	Glazelenmiş zirkonya>	Zirkonya üzerinde aşınma
	Lösit seramik Mine		Aşındırılmış Glazelenmiş	(SD Mechatronik)	Cilalanmış zirkonya	gözlenmemiştir.
				120000 sıkluş		
Beuer ve ark 2012	MZ	Zeno 4820	Cilalanmış	Çiğneme simülatörü	Cilalanmış zirkonya>	Cilalanmış zirkonya
	Veneerlenmiş zirkonya	Premium (IMES)	Glazelenmiş	(SD Mechatronik)	Glazelenmiş zirkonya, Veneerlenmiş zirkonya	aşınması veneerlenmiş ve glazelenmiş zirkonyaya göre daha az bulunmuştur.
	Mine			12x10 ⁴ sıkluş		

Stawarczyk ve ark 2013	MZ Veneerli zirkonya Monolitik alloy Mine	Zenotec Zr Bridge (Wieland Dental)	Glazelenmiş Seramik ile glazelenmiş Mekanik cilalanmış Elde cilalanmış Sprey ile glazelenmiş	Zürh aşınma simülatörü 12x10 ⁴ , 24x10 ⁴ , 64x10 ⁴ , 12x10 ⁵ siklus	Seramik ile glazelenmiş zirkonya materyali mine üzerinde en yüksek aşınmayı göstermiştir. Mekanik ve elde cilalanmış MZ gruplarında ise en az aşınma görülmüştür.	Glazelenmiş ve spreyl ile glazelenmiş zirkonya materyalinde en yüksek aşınma değerleri gözlenmiştir. Diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.
Preis ve ark 2013	Transluserent zirkonya Renklendirilmiş zirkonya LiSi	Deneysel zirkonya	Cilalanmış Aşındırılmış cilalanmış Glazelenmiş	Pin-on-Block 12x10 ⁴ siklus	LiSi örnekte en yüksek aşınma değeri gözlenmiştir	Cilalanmış zirkonyada en düşük aşınma değeri gözlenmiştir.
Lawson ve ark 2014	LiSi Zirkonya Veneer porselen Mine		Aşındırılmış Aşındırılmış cilalanmış Aşındırılmış glazelenmiş	UAB-çigneme simülatörü 4x10 ⁵	Aşındırılmış ve polisajlanmış Zr ile LiSi örnekler en az mine aşınmasına neden olmuştur. En fazla aşınma ise glazelenmiş veneer porselen ile glazelenmiş zirkonyada görülmüştür.	-
Stripetohdanond ve ark 2014	MZ LiSi Kompozit rezin Mine	Lava (3M ESPE)	Glazelenmiş	Pin-on-Block 4800 siklus	LiSi> MZ, kompozit rezin	-

Stawarczyk ve ark 2013	MZ Veneerli zirkonya Monolitik alloy Mine	Zenotec Zt Bridge (Wieland Dental)	Glazelenmiş Seramik ile glazelenmiş Mekanik cilalanmış Elde cilalanmış Sprey ile glazelenmiş	Zürh aşınma simülatörü 12x10 ⁴ , 24x10 ⁴ , 64x10 ⁴ , 12x10 ⁵ siklus	Seramik ile glazelenmiş zirkonya materyali mine üzerinde en yüksek aşınmayı göstermiştir. Mekanik ve elde cilalanmış MZ gruplarında ise en az aşınma görülmüştür.	Glazelenmiş ve sprej ile glazelenmiş zirkonya materyalinde en yüksek aşınma değerleri gözlenmiştir. Diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.
Preis ve ark 2013	Translucen zirkonya Renklendirilmiş zirkonya LiSi	Deneysel zirkonya	Cilalanmış Aşındırılmış cilalanmış Glazelenmiş	Pin-on-Block 12x10 ⁴ siklus	LiSi örnekte en yüksek aşınma değeri gözlenmiştir	Cilalanmış zirkonyada en düşük aşınma değeri gözlenmiştir.
Lawson ve ark 2014	LiSi Zirkonya Veneer porselen Mine		Aşındırılmış Aşındırılmış cilalanmış Aşındırılmış glazelenmiş	UAB-çiğnene simülatörü 4x10 ⁵	Aşındırılmış ve polisajlanmış Zt ile LiSi örnekler en az mine aşınmasına neden olmuştur. En fazla aşınma ise glazelenmiş veneer porselen ile glazelenmiş zirkonyada görülmüştür.	-
Stripetchdanond ve ark 2014	MZ LiSi Kompozit rezin Mine	Lava (3M ESPE)	Glazelenmiş	Pin-on-Block 4800 siklus	LiSi> MZ, kompozit rezin	-

Mitov ve arkadaşlarının yaptıkları in vitro bir çalışmada ise farklı yüzey bitimlerinin zirkonyanın diş minesi üzerindeki aşındırıcı etkisi incelenmiştir. Çalışma sonucunda yeşil bantlı frezle aşındırılmış olan zirkonya yüzeyinin cilalanmış zirkonyaya oranla çok yüksek oranda aşındırıcılık gösterdiği bulunmuştur. Cilalanmış zirkonyanın da diğer materyallere göre aşındırıcılığının çok daha az olduğu tespit edilmiştir (Mitov ve ark., 2012).

Stawarczyk ve arkadaşları glaze seramiği ile glazelenmiş, glaze spreyi ile glazelenmiş, elde cilalanmış ve mekanik olarak cilalanmış dört farklı yüzey özelliğine sahip monolitik zirkonya materyalini antagonisti mine olacak şekilde 120 000, 240 000, 640 000, 1 200 000 siklusta çiğneme simülasyonuna tabii tutmuşlardır. Meydana gelen aşınma miktarının uygulanan çiğneme siklus sayısı, materyal tipi ve yüzey işlemlerine bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Mine üzerinde en yüksek aşınmayı ($118 \pm 30.9 \mu\text{m}$) glaze seramiği ile glazelenmiş monolitik zirkonya göstermiştir. Mekanik ve elde cilalanmış monolitik zirkonya örnekler karşısındaki minede ise en az aşınma (27.3 ± 15.2 , $28 \pm 11.1 \mu\text{m}$) görülmüştür. Materyalde meydana gelen aşınma ise en fazla ($91.3 \pm 38.6 \mu\text{m}$) glaze spreyi ile glazelenmiş monolitik zirkonyada görülmüştür (Stawarczyk ve ark., 2013).

Preis ve arkadaşlarının yaptıkları bir başka çalışmada ise translusent zirkonya, renklendirilmiş zirkonya ve lityum disilikat seramik kullanılmıştır. Zirkonya grupların her birinde örneklerin bir kısmı cilalanmış, bir kısmı cilalanıp aşındırılmış, bir kısmı cilalanıp aşındırılmış tekrar cilalanmış ve bir kısmı da glazelenmiştir. İki boyutlu çiğneme simülatöründe aşındırıcılıkları incelenmiştir. Çalışma sonucun en yüksek antagonist aşınmasını LiSi materyalinde olduğu gözlenmiştir. En az antagonist aşınmasının gözlemlendiği grup ise cilalanmış zirkonya olarak bulunmuştur (Preis ve ark., 2019).

Zhang ve arkadaşlarının bir çalışmasında %3, %4 ve %5 mol yttrium içeren monolitik zirkonya (MZ) materyallerinin iki boyutlu aşınma testinde lityum disilikat (LiSi) seramik karşısındaki aşındırıcılıklarına bakılmıştır. Malzemelerin yüzeyleri mekanik olarak cilalanmıştır ve 12×10^5 siklusta çiğneme simülatöründe teste tabii tutulmuştur. Test sonucunda tüm MZ örnekleri arasında benzer aşınma miktarı ($\sim 10 \mu\text{m}$ derinlik) görülmüştür ve LiSi cam seramik örneklerden ($\sim 880 \mu\text{m}$ derinlik) daha fazla aşınmaya dirençli olduğu bulunmuştur. Antagonist aşınma miktarı ise en fazla LiSi cam seramikte görülmüştür, MZ örnekler arasında ise anlamlı bir fark bulunmamıştır (Zhang ve ark., 2019).

Rosentritt ve arkadaşlarının 2020 yılında yaptıkları bir çalışmada 3Y-, 4Y- ve 5Y-TZP materyalleri ile lityumdisilikat seramikten üretilmiş kronların yorgunluk ve aşınma

davranışları in vitro olarak karşılaştırılmıştır. Materyaller termal siklus ve 12×10^4 siklusa mekanik yükleme testine tabii tutulmuştur. Sonuçlara bakıldığında materyal aşınması zirkonya kronlar için $10.0 \pm 3.9 \mu\text{m}$ (3Y), $10.9 \pm 6.8 \mu\text{m}$ (5Y) ve $19.8 \pm 3.8 \mu\text{m}$ (4Y) arasında bulunmuştur. LiSi kronunda ise aşınma en fazla görülmüştür ($149.3 \pm 45.4 \mu\text{m}$). Antagonist materyaldeki aşınma yüzde oranıyla zirkonya kronlar için $31.9 \pm 8.0\%$ (4Y), $30.1 \pm 8.1\%$ (3Y) ve $27.6 \pm 5.8\%$ (5Y) bulunmuştur. LiSi kronunda ise antagonist aşınması $17.5 \pm 3.9\%$ olarak bulunmuştur. Zirkonya materyalleri arasındaki aşınma ve aşındırıcılık farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Ancak LiSi kronların antagonist aşınması 3Y- ve 4Y-TZP kronlara göre anlamlı fark gösterirken; 5Y-TZP kronlarla arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Rosentritt ve ark., 2020).

Literatürde çoğunlukla cilalanmış monolitik zirkonya materyalinin glazelenmiş monolitik zirkonyaya göre karşıt dişte daha az aşınmaya neden olduğunu gösteren çalışmalar bulunmaktayken, Beuer ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada ise tersi bir sonuç bulunmuştur. Çalışma farklı bitim işlemleri uygulanmış monolitik zirkonya ve veneerlenmiş zirkonyanın antagonist mine üzerindeki aşındırıcılığının çiğneme simülatöründe incelenmesi şeklinde gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya materyallerinin bir kısmı cilalanmış bir kısmı glazelenmiştir. Materyaller çiğneme simülatöründe 12×10^4 siklusa tabii tutulmuştur. Çalışma sonunda antagonist aşınması cilalanmış zirkonya materyalinde anlamlı derece yüksek bulunmuştur ($p=0.016$, ANOVA). Ancak glazelenmiş ve veneerlenmiş zirkonya grupları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Materyal aşınmasına bakıldığında cilalanmış zirkonyada en az aşınma görülmüştür (Beuer ve ark., 2012).

4.2.3. Monolitik zirkonya yüzeyine uygulanan bitim işlemleri

4.2.3.1. Aşındırma

Monolitik zirkonya restorasyonlarda komşu ve antagonist dişlerle ideal temasların sağlanması için aşındırma yapılması gerekebilir (Hmaidouch ve ark., 2014). Aşındırma işleminin Y-TZP'nin mekanik özellikleri üzerine etkili olduğunu ortaya koyan çok sayıda çalışma vardı (Kosmač ve ark., 1999; Huang, 2003; Hmaidouch ve ark., 2014; Lee ve ark., 2016; Pereira ve ark., 2016; Lai ve ark., 2017; Mohammadi-Bassir ve ark., 2017; Khayat ve ark., 2018). Aşındırma işlemi elmas frezlerle yapıldığında zirkonyanın *düşük ısı bozunmasının (LTD)* azaldığı bildirilmiştir. Aşındırmanın yüzeyde oluşturduğu etkiler; pürüzlülük, plastik deformasyon ve stres birikimidir. Bunlardan yüzeyde oluşan pürüzlülük

hem restorasyonda hem de karşıt dişte aşınmaya zemin hazırlar, yüzey enerjisini artırır böylece plak birikimine elverişli bir ortam oluşturur (Luthardt ve ark., 2004; Huh ve ark., 2018).

Aşındırma sonucu materyaldeki taneciklerin hareketi ile yüzeyde sıkıştırıcı tabaka olur. Bu durum baskı stresleri oluşmasına neden olarak zirkonyanın bükölme dayanımını yüksek oranda artırır. Dayanıklılıktaki artış faz değiştirmiş zirkonya hacmi ve sıkıştırıcı tabaka derinliği ile doğru orantılıdır. Sıkıştırıcı tabaka derinliği zirkonya meta-stabilitesine ve aşındırma şartlarına bağlıdır (Luthardt ve ark., 2004).

Aşındırma işlemi ayrıca materyal yüzeyinde pürüzlölük ve çatlaklara sebep olarak materyal dayanıklılığını azaltmaktadır (Piconi ve Maccauro, 1999). Çatlak boyutunu etkileyen bir faktör gren boyutudur. 25µm ve 150µm'lik gren boyutlarındaki frezlerle yapılan bir aşındırma sonrası, 25µm gren boyutundaki frezin monolitik zirkonyanın transformasyon doğgunluğunu arttırdığı, yapıyı kuvvetlendirdiği; 150µm gren boyutundaki frezin ise monolitik zirkonya yapısını zayıflatığını gösteren çalışma mevcuttur (Dong ve ark., 1992).

Aşındırma işlemi sırasındaki hız ve uygulanan kuvvet de materyal dayanıklılığını etkileyebilir. Soğutma altında yapılan aşındırmalarda dahi yüksek hız ve fazla kuvvet uygulanması materyal dayanıklılığını azaltıcı etki göstermektedir (Kosmaç ve ark., 1999; Huang, 2003). Aşındırmada kullanılan döner aletlerin devamlı ya da periodik hareketler göstermesi monolitik zirkonyanın faz dönüşümünü yani materyalin dayanıklılığını etkileyen faktörler arasında yer almaktadır (İşeri ve ark., 2012; Mohammadi-Bassir ve ark., 2017).

Gren çapına göre aşındırıcılar

Aşındırıcı tanecik boyutları gren olarak tanımlanır. Farklı gren boyutlarına sahip aşındırıcılar farklı oranda aşındırmaya ve yapı bütönlüğünde değişimlere neden olurlar (Jefferies, 2007).

Kaplama şekline göre aşındırıcılar

Kaplanmış(Coated): Aşındırıcı partiküllerin ana kütleyle yapıştırıcı bir ajanla adapte edilmesiyle üretilirler. Kalın, ince, çok ince olmak üzere farklı çaplarda üretilirler. Partiköl boyutları 55-100 µm ile 7-8 µm arasında değişkenlik göstermektedir. Sıklıkla konturlama, uyumlama ve yüzey pürüzsüzleştirmede kullanılırlar (Jefferies, 2007; Freedman, 2011;

Anusavice ve ark., 2013). İnce ve çok ince grenli aşındırıcılar genelde tek kullanımlıktır. Düz ve dış bükey yüzeyler, insizal kenarlar, anterior restorasyonlar ve posterior kompozitlerde kullanılabilirler (Freedman, 2011).

Bağlı(Bonded): Partiküllerin sinterleme ya da vitröz (cam/seramik), rezin (fenolik rezin), lastik (silikon bazlı lastikler/lateks) bağlama ile bağlandığı tip aşındırıcılardır. Vitröz bağlamada aşındırıcılar cam ya da seramik materyali ile karıştırılır. Şekillenmesi için önce soğuk preslenir, ana gövdeye bağlanması için sıcak preslenir. Resin bağlamada ise aşındırıcılar soğuk veya sıcak preslenip resinle bağlanır. Lastik bağlamada da üretim resin bağlama tekniğine benzer (Freedman, 2011). Bu 4 grup içerisinde en güçlü aşındırıcılar sinterlenmiş aşındırıcılardır. Özellikle kompozit restorasyonlar başta olmak üzere başlangıç ve bitim polisaj aşamalarından tercih edilirler (Jefferies, 2007).

Gevşek Bağlı(Loose): Genelde son aşamadaki polisaj işlemlerinde kullanılırlar. Pat formunda, keçe gibi yardımcı materyallerle birlikte kullanılırlar. Kompozitlerde alüminyum oksit pat, porselenlerde ise elmas patlar kullanılmaktadır. Alüminyum oksit patlarda 1 µm boyutlarında, elmas patlarda 10 µm boyutlarına varan daha büyük partiküller bulunmaktadır (Jefferies, 2007; Freedman, 2011; Anusavice ve ark., 2013).

4.2.3.2. Glaze

Glaze ya da glazür işlemi porselende yüzeyinin poröz olmayan, yarı camsı forma getirilmesi için renklendirilmemiş cam partikülleri kullanılarak son fırınlama ile camlaştırılmasıdır (Yavuzylmaz ve ark., 2003; Anusavice ve ark., 2013). Glazeli yüzeyler restorasyonda doğal diş parlaklığını ve pürüzsüzlüğünü sağlarken, plak birikimini de azaltır (Yener ve ark., 2011). Glaze işlemi yüzeydeki poröziteleri ve mikroçatlakları doldurur, soğuma evresinde de materyalin güçlenmesine yardımcı olur (Yener ve ark., 2011).

Literatürde glaze tabakasının fonksiyonu takiben kısa zamanda kaybolduğu bildirilmektedir (Etman ve ark., 2008; Mohammadi-Bassir ve ark., 2017). Bunu takiben ağız ortamına açılan zirkonyanın pürüzlü yüzeyi karşıt diş ya da materyaldeki aşınmaya neden olur aynı zamanda LTD olasılığını da arttırmaktadır (Anusavice ve ark., 2013). Ağız ortamına açılan zirkonyanın monoklinik partiküllerinde stres birikimi sonucu partiküllerin yüzeyden ayrılması gerçekleşir. Bu durum da yüzeyde mikro çatlaklar ve pürüzlülük artışına neden olur (Chevalier ve ark., 1999).

Glazeleme işleminde maruz kalınan fırınlama ve nemin zirkonyanın bükülme direncini etkilediği, LTD'ye duyarlı hale getirdiği bildirilmektedir. Bu sebeple seramiklere uygulanan reglaze işlemleri tekrarlayan fırınlama basamaklarını içerdiğinden materyal yüzeyinde yıkıcı etkilere ve faz dönüşümlerine neden olabilmektedir (Mohammadi-Bassir ve ark., 2017).

Otoglaze(Doğal glaze): Seramik yüzeyinin herhangi bir parlatıcı kullanılmadan, ısı ve süre arttırılarak cilalı forma dönüştürülmesidir (Anusavice ve ark., 2013). Bu yöntemde glaze uygulanan ısıya, süreye, porselen doygunluğu ve akışkanlığına bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Ancak otoglaze uygulanan restorasyon uzun süre ya da yüksek ısıda fırında kalırsa yüzeyde yığılmalara ve form bozukluklarına neden olabilmektedir (Naylor ve King, 2009).

Overglaze: Pişirilmiş seramik yüzeyine renkletilmemiş cam partiküllerinin uygulanması ve seramikten daha düşük bir sıcaklıkta (650-700 °C) fırınlanması ile elde edilen glaze işlemidir. Bu teknikle boyalar kullanılarak estetik renk değişimleri yapılmaktadır (Yavuzylma ve ark., 2005; Aksoy ve ark., 2006; Sakaguchi ve Powers, 2011).

Monolitik zirkonyuma aşındırma, polisaj ve overglaze bitim işlemlerinin uygulandığı bir çalışmada yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamazken, en düşük bükülme dayanımını overglazeli monolitik zirkonya göstermiştir (Mohammadi-Bassir ve ark., 2017).

4.2.3.3. Polisaj

Pürüzsüz ve parlak bir yüzey meydana getirmek için, farklı gren boyutunda aşındırıcılar kullanarak yapılan yüzey bitirme işlemidir. Sıklıkla küçük grenli aşındırıcılar kullanılır. Piyasa bulunan farklı materyal özelliklerine göre üretilmiş polisaj kitleri ile yapılır. Polisaj kitleri içerisinde farklı gren boyutlarına sahip polisaj aletleri bulunur (Tholt ve ark., 2006). Polisaj aletleri lastik diskler, silikon diskler, taşlar, keçeler, elmas ve karbit frezler ile polisaj patları olarak çeşitlilik göstermektedir. Polisaj işlemi kaba düzeltme, marjin düzeltmesi ve olukların düzeltilmesi şeklinde hacimsel küçültmelerle başlar. Daha sonra ince detayların ortaya çıktığı ara polisaj ve son polisaj ile tamamlanır (Chu ve Frankel ve Smales, 2000).

Polisaj sırasında materyal üzerinde residual strese bağlı olarak yüzey çizikleri meydana gelir. Strese ve miktarına bağlı olarak meydana gelen bu durum, yaşlanma direncini atıracak şekilde materyalde sıkıştırıcı kuvvetlerin oluşmasına yardımcı olur. Bir çalışma sonrasında

polisaj işleminin bükülme dayanımını arttırıcı etki gösterdiği belirtilmiştir (Anusavice ve ark., 2013).

Zirkonyanın yüksek dayanımı nedeniyle restorasyonların karşıt diş ya da restorasyonu aşındırma riski, zirkonyanın kullanımını kısıtlayan sorunlardandır. Bu sebeple, Y-TZP materyaline uygulanan polisaj işlemi karşıt diş ya da restorasyonun aşınmasını önlemede ya da en aza indirmede büyük etki göstermektedir. Yüzeye uygulanan uyumlandırma ve aşındırma işlemlerinin meydana getirdiği olumsuz etkileri ortadan kaldırır. Restorasyonun ömrünü uzatır, estetiğin uzun süre korunmasını sağlar (Theunissen ve ark., 1992).

Polisaj sistemleri asıl polisaj etkisini belirleyen bir birincil aşındırıcı, bunun dışında destekleyici aşındırıcı ve aşındırıcıları sabitleyen maddelerden meydana gelir (Chu ve Frankel ve Smales, 2000). Zirkonyumun Mohs sertlik değeri dokuz olduğu için birincil aşındırıcı olarak elmas, SiC, Al₂O₃ ya da zirkonyum tercih edilmelidir. Homojen polikristalin yapıdaki yüksek sertlikle karakterize zirkonyanın konvansiyonel polisaj sistemleri ile muamele edilmesi memnun edici sonuçlar vermeyebilir. Bu sebeple elmas gibi yüksek sertliğe sahip parçacıklar bulunduran polisaj sistemleri geliştirilmiştir (Yoshinari ve Dérand, 1994).

Polisaj ve bitim işlemlerinin klinik ve bilimsel açıdan önemi:

- Marjinlerdeki fazlalık giderilir ve düzenlenir.
- Pürüzlü yüzeyler ortadan kaldırıldığı için kırılma yatkınlığı azalır.
- Parlak ve pürüzsüz yüzey sayesinde gıda retansiyonu ve plak birikimi azalır.
- Yüzeydeki kusur, bozulma ve korozyon risklerini azaltır.
- Oral hijyen sağlanmasını kolaylaştırır.
- Karşıt ve komşu dentisyonda düzgün kontaklar oluşmasını sağlar.
- Estetik açıdan daha güzel görünen, doğal ışık yansımaları taklit eden restorasyonlar hazırlanır. (Chu ve Frankel ve Smales, 2000).

4.3. Restorasyon Yüzeyine Uygulanan Bitim İşlemlerine Etki Eden Faktörler

4.3.1. Sertlik farkı

Aşındırıcı materyallerin yüzeylerindeki sertlik farkı aşındırma miktarını da etkiler. Aşındırıcının yüzeyindeki sertlik arttıkça daha fazla aşındırma yapılır (Williamson ve ark., 1996).

4.3.2. Aşındırıcının gren büyüklüğü

Aşındırıcının boyutlarına göre grenler ince (0-10 μm), orta (10-100 μm) ve kaba (0-10 μm) olmak üzere üç grupta toplanır. Büyük grenli aşındırıcılarla küçük grenli aşındırıcılara göre hem aşındırma miktarı fazla olmakta hem de daha hızlı aşındırma yapılmaktadır. Ancak ince grenli aşındırıcılarla elde edilen yüzeye göre daha pürüzlü bir yüzey bırakmaktadırlar (Kelly ve Benetti, 2011).

4.3.3. Gren şekli

Keskin ve düzensiz grenlerin, yuvarlaştırılmış grenlere göre daha kesme aşırıları daha keskindir. Bu nedenle yüzeyi daha hızlı bir şekilde aşındırırlar. Ancak ilk kullanımda, ikinciden daha derin pürüzler meydana gelecektir. Aşındırıcıların performansı kullanım sayısı arttıkça azalır (Kelly ve Benetti, 2011).

4.3.4. Aşındırıcının hızı

Hız ve aşınma miktarı doğru orantılıdır. Bunun yanında yüksek hızda yapılan aşındırma sırasında sürtünme nedeniyle materyal yüzeyinde yüksek ısı oluşmaktadır (Kelly ve Benetti, 2011).

4.3.5. Uygulanan basınç

Hız gibi basınç da aşındırma miktarıyla doğru orantılıdır. Ancak yüksek basınca bağlı yüzeyde oluşan çizikler de o oradan derin ve geniş olmaktadır. Ayrıca yüksek basınçla yapılan aşındırma işleminde de materyal yüzeyinde ısı artışı meydana gelmektedir (Kelly ve Benetti, 2011).

4.3.6. Yağlama maddeleri

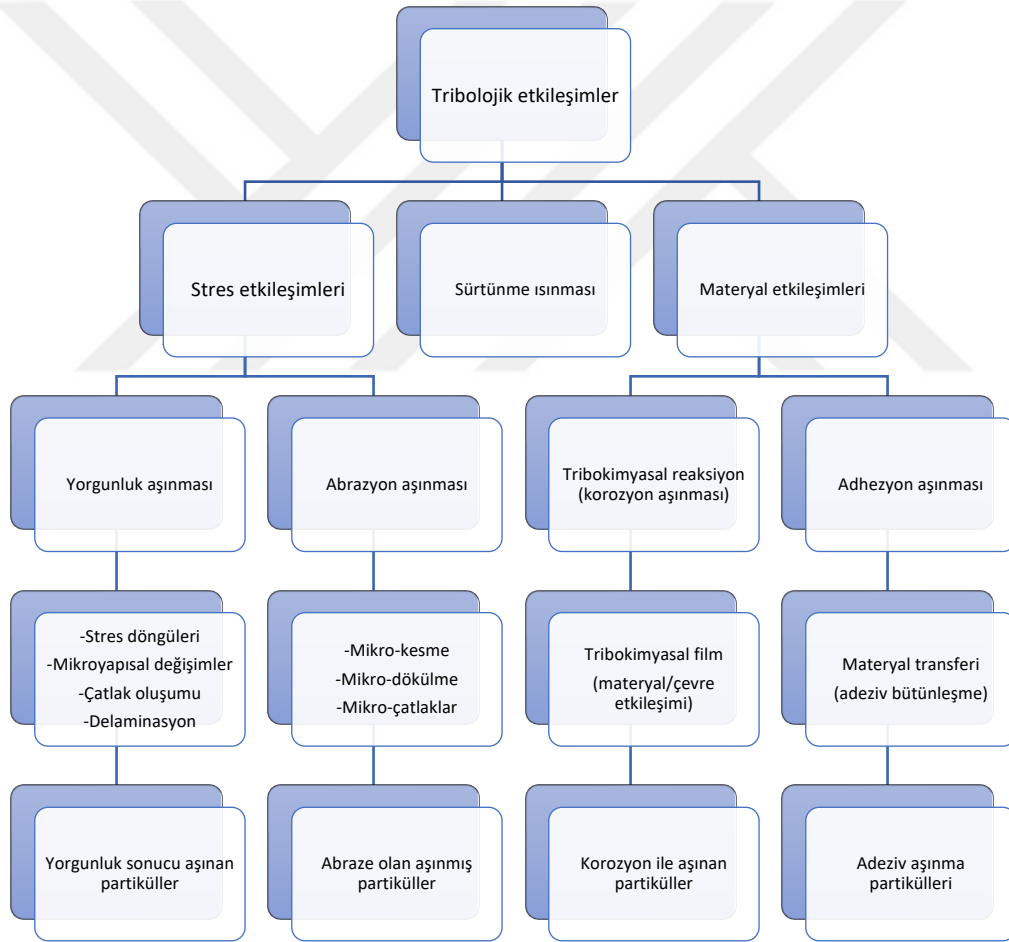
Silikon, su spreyi, gliserol gibi lubrikant maddeler ısı oluşumunu azaltmada ve aşındırıcı aletin çalışmasını kolaylaştırmada üzerindeki birikintileri uzaklaştırarak etki gösterir. Aynı zamanda sürtünme oranını düşürür. Bu durum ısı oluşumu açısından avantajlıyken bazı aşındırıcıların etkinliğini de düşürmektedir (Williamson ve ark., 1996).

4.4. Aşınma

Aşınma temas halinde bulunan yüzeyler arasında sürtünme sonrası materyallerde meydana gelen dereceli hacim kaybı olarak tanımlanabilir. Aşınma miktarı multifaktöriyel

olarak malzemenin türü, sürtünme kuvveti, sürtünen yüzeylerin formu ve çevresel etkilere bağlıdır (Levrini ve ark., 2014). Hareket halindeki materyaller arasındaki etkileşime verilen ad bilimsel olarak “Triboloji”dir. Yunancada sürtmek, ovalamak anlamına gelen *tribo-* kelimesinden gelmektedir. Tarihsel süreçte Da Vinci’den Charles-Augustin de Coulomb’a pek çok bilim insanı sürtünme ve aşınma üzerinde gözlemler ve tanımlamalar yapmıştır (Heintze, 2009).

Alman Endüstriyel Normlar Enstitüsü tarafından 1997’de sürtünme ve aşınma mekanizmaları adezyon, abrazyon, yorgunluk ve korozyon aşınması olarak tanımlanmıştır. Bu sınıflamada Burwell temel alınmıştır (Burwell, 1959; DIN, 1979; Czichos, 1986)(Tablo 3).



Tablo 3: Tribolojik etkileşimler ve aşınma mekanizmaları.

4.4.1. Aşınma mekanizmaları

Ağız ortamında diş ve restorasyonlarda oluşan aşınma mekanizmaları 4 farklı başlık altında değerlendirilebilir (Mair ve ark., 1996; Kato ve ark., 2001).

4.4.1.1. Adezyon aşınması

Latince *adhaesio* (yapışma) kelimesinden türeyen bir terimdir. İki katı cisim yüzeyinin basınça altında birbiri üzerinde kayması ile ortaya çıkar. Yüzeydeki çıkıntı ve pürüzler zamanla basınç etkisiyle plastik deformasyona uğrar ve birbiriyle bütünleşir. Ağız ortamında mine dokusundan antagonist veya komşu restoratif materyal içerisine küçük partiküller geçebilirken tersi şekilde restoratif materyalden de antagonist veya komşu dişe küçük partikül geçişi olabilmektedir (Kato ve ark., 2001; Heintze, 2009).

4.4.1.2. Abrazyon aşınması

Biriyle temasta olan ve aralarında sertlik farkı olan iki yüzeyden sert olanın hareket sırasında yumuşak olan yüzeye gömülmesi, egeleme işlemi ile yüzeyden materyal kaldırılması şeklinde meydana gelen aşınma tipidir. Abraziv aşınma iki gövdeli veya üç gövdeli olarak meydana gelebilmektedir (Kato ve ark., 2001).

Abrazyon ağız ortamında özellikle fırçalama ile kronların servikal üçlülerinde meydana gelmektedir. Parafonksiyon ile diş sıkma veya gıcırdatma sonucu oluşan aşınma da abrazyon aşınmaya örnektir. Diş ve restorasyonların oklüzal kontak noktalarında, arada besin veya başka bir madde olmaksızın meydana gelen temas sonucu oluşan aşınma iki gövdeli aşınmalara örnek iken; oklüzal temas olmayan bölgelerde veya besinlerin çiğnenmesi sırasında veya fırça ve diş macunu ile yapılan fırçalama sonucu meydana gelen aşınma ise üç gövdeli aşınmalara örnektir (Mair ve ark., 1996; Turssi ve Serra, 2003; Lambrecht ve ark., 2006).

4.4.1.3. Yorgunluk aşınması

Tekrarlanan yük ve kuvvetlere maruz kalması ile materyallerde meydana gelen yorgunluk sonucu yüzeylerde mikroçatlaklar oluşmaktadır. Zamanlar bu mikroçatlaklar ağsı bir yapıda tüm yüzeye yayılmakta ve adezyon aşınmasına benzer şekilde hacim kayıplarıyla yüzeyde çukurcuklar oluşmasına neden olabilmektedir. Yorgunluk aşınmasında adezyon aşınmasına göre daha büyük parçalar halinde meydana gelen hacim kayıpları söz konusudur. Eğer bu aşınma servikal bölgede yer alırsa klinik olarak abfraksiyon adını almaktadır (Kato ve ark., 2001; Heintze, 2009).

4.4.1.4. Korozyon aşınması

Mekanik aşınma ile birlikte kimyasal bir reaksiyonun da materyal yüzeylerinden doku kaybına neden olduğu bir aşınma tipidir. Korozyon hızlı başlar, zamanla hızı azalarak devam eder. Materyaller üzerinde koheziv bir film tabakası oluşmasını takiben durabilir. Ağız ortamına giren yiyecek, içecek, mikroorganizmalar ve tükürük korozyonu etkileyen faktörlerdir (Turssi ve Serra, 2003).

4.5. Dişler, İçerikleri ve Fiziksel Özellikleri

İnsan dişinin mine, mine-dentin birleşimi, dentin, sement, mine-sement birleşimi ve pulpa olmak üzere anizotropik bölümlerden oluşan bir yapısı vardır. Aşınma açısından değerlendirmek gerektiğinde minenin dış yüzeyi ve mineye komşu olan dentinal bölge göz önüne alınmaktadır. Mine dokusu temelde hidroksiapatit ve floroapatit olacak şekilde %94 oranında inorganik materyal, %2 oranında organik materyal ve %4 oranında su ihtiva etmektedir (Gwinnett, 1992). Minenin yüksek sertliği içerdiği yüksek mineral oranında gelirken, kırılabilirliği düşük çekme dayanımına bağlıdır. Mekanik özellikleri prizma oryantasyonu ve kimyasal kompozisyona bağlı olarak dişin farklı bölgelerinde değişkenlik gösterir (Xu ve ark., 1998; Habelitz ve ark., 2001). Mine kompleks ve karmaşık üç boyutlu bir patern oluşturan, 2-3 µm çapında paralel diziler halinde bulunan uzun, ince sütunlardan oluşur. Organik içerik, amelogenin ve mine matriks proteinin yıkım ürünleri olan kısa peptid fragmanlarından oluşmaktadır (Ten Cate, 1994; Yamakoshi ve ark., 2006). Minenin oldukça yüksek bir aşınma direnci vardır, yıllık ortalama aşınma miktarı 30 ila 40 µm'dir. Ancak aşınma lineer olarak olmaz ve dişlerin tipine göre değişkenlik gösterir. Minede meydana gelen aşınmalar sıklıkla mikroçatlak oluşumuyla sonuçlanır. Mikroçatlaklar da zamanla delaminasyon ve mikrodökülmelere neden olmaktadır (Heintze, 2009).

Dentin %70 oranında inorganik materyal, %18 oranında organik matriks ve %12 oranında su ihtiva etmektedir (Marshall, 1993). Pulpadan mineye doğru tüm dentin boyunca uzanan tübüler bir yapı sergilemektedir. Bu tübüller yüksek oranda mineralize bir dentin dokusuyla (peritübüler dentin) çevrelenmektedir. Mine ve dentin arayüzü yüksek kırılma sertliği göstermektedir, bu da streslerin dağılmasını ve çatlakların ilerleyişinin önlenmesini mümkün kılmaktadır. Altta uzanan daha esnek yapıdaki dentin, kendisinden daha sert olan minenin bütünlüğünü desteklemektedir (Xu ve ark., 1998). Minenin aksine dentinin aşınması yumuşak talaşlar olarak ortaya çıkar. Minenin aşınma oranı mine matürasyonu tamamlanana kadar ve diş ağız ortamında sürdükten sonraki iki yıl içinde daha yüksek olmaktadır (Tablo

4)(Wassell ve ark., 1994; Xu ve ark., 1998; Habelitz ve ark., 2001; Adabo ve ark., 2003; Anusavice ve Brantley, 2003; Raawls ve Esquivel-Upshaw, 2003; Knobloch ve ark., 2004; Ghavamnasiri ve ark., 2007; Hayashi ve ark., 2008; Watanabe ve ark., 2008; Yan ve ark., 2008; Heintze, 2009).

	Mine	Dentin
Sertlik(GPa)(microsertlik)	3.03	0.58
Fleksural dayanım(MPa)	141	172
Baskı dayanımı(MPa)	384	297
Çekme dayanımı(MPa)	10	52
Kırılma dayanımı(MPa m ^{1/2})	0.77	3.4
Young(Elastik) Modülü(GPa)	94	20
Termal ekspansiyon katsayısı(μm/m°K)	11.4	8.3
Yoğunluk(g/cm ⁻³)	2.97	2.14
Termal iletkenlik(W m ⁻¹ K ⁻¹)	0.93	0.57
Sürtünme katsayısı(μ)	0.14	0.31

Tablo 4: Mine ve dentinin fiziksel parametreleri

4.6. Oral kavitede triboloji süreci ve etkenleri

İnsanlık tarihi ve evrimi boyunca dental aşınma fizyolojik olarak devamlı var olmuştur. Eski zamanlarda bulunan kafatası örneklerinde tespit edilen dental aşınmalar, beslenme alışkanlıklarına bağlı olarak oldukça fazladır. Bu dönemlerde aşınmanın nedenleri sıklıkla pişmemiş yiyecekler, kemik ve kollajenöz yapı içeren balık ve et ürünleri olmuştur (Heintze, 2009).

Bilimsel anlamda dental aşınmalar üzerine eğilim 18.YY' da başlamıştır. Glaskow, İskoçya'dan John Hunter, diş hekimliği alanındaki ilk kitaplardan biri olan "*The Natural History of Human Teeth. Explaining Their Structure, Use, Formation, Growth and Diseases*" adlı kitabında aşınmanın abrazyon, atrizyon ve erozyon olmak üzere üç tipinden bahsetmiştir (Hunter, 1978).

Dental sert dokular dişin erüpsiyonundan itibaren aşınma ile karşı karşıya kalmaktadır. Benzer durum dental restorasyonlar için de geçerlidir. İki materyalin mekanik olarak etkileşimi ve sürtünme sonucu belirgin hacim kaybı meydana gelen durumlar daha detaylı olarak mikroklesme, mikrodökölme, mikroçatlak ve mikrokopma şeklinde tanımlanabilmektedir (Sun, 1986; Heintze, 2009).

Oral kavitede aşınma sürecinde etkili bir diğer faktör de tükürüktür. Kayganlaştırıcı etki gösterir ve sürtünmeyi azaltarak aşınma oranını düşürür (Turssi ve Serra, 2003). Kayganlaştırma fonksiyonun yanında yiyecek içeceklerdeki ve bakteriyel aktiviteler ile oluşan asitleri nötralize edici etki gösterir. Yapılan bir in vitro çalışmada asidik içeriklerin yüksek oklüzal kuvvetlerle birlikte aşınmayı dramatik ölçüde attırdığı gösterilmiştir (Kaidonis ve ark., 1998).

Dişlerde meydana gelen aşınma yaş ile artmaktadır. Diş kaybı söz konusu oldukça oklüzyona gelen dişler azaldığından, paylaşacakları kuvvet miktarı artar ve aşınma oranları yükselir (Bishop ve ark., 1997; Hattab ve Yassin, 2003).

4.6.1. Dental aşınmalar

Dental aşınma erozyon, atrizyon, abrazyon ve abfraksiyon olarak isimlendirilen ve dental dokularda yaygın olarak karşılaşılan durumların genel adıdır. Normal şartlar altında diş aşınması doğal ve fizyolojik bir olay olarak görülmektedir ve yaygın olarak klinikte karşımıza çıkmaktadır. Tüm bu durumlar mineralize doku kaybı ile karakterize olup bakteriyel aktivitelerden bağımsız olsa da, morfolojik ve etiyolojik farklılıklar gösterirler (Correr ve ark., 2006; Nguyen ve ark., 2008; Karan ve ark., 2009). Oral kavite içerisinde farklı aşınma tipleri sıklıkla aynı zamanlarda görüldüğünden tanımlaması zor olmak olmaktadır; bu nedenle araştırmacılar erozyon, abrazyon, atrizyon ve abfraksiyon yerine çürüksüz servikal lezyonlar (Non-Carious Cervical Lesions) terimini tanımlamışlardır (Telles ve ark., 2000). Tüm dental aşınmalar mekanik ya da kimyasal olarak ortaya çıkar. Abrazyon, atrizyon ve abfraksiyon mekanik aşınmalar kategorisinde yer alırken; erozyon kimyasal yollarla meydana gelir. Mekanik aşınmalar dişlere fırça, restoratif materyal gibi maddelerin değmesi ya da dişlerin birbiri ile fonksiyonda olması sonucu meydana gelir. Kimyasal aşınma ise asidik ajanlarla temas sonucu diş dokusunun geri dönüşümsüz olarak çözünmesi şeklinde meydana gelir (Johansson ve ark., 2012; Meshramkar ve ark., 2012).

4.6.1.1. Atrizyon

Latince de birbirine sürtmek anlamına gelen “*attritio*” kelimesinden türeyen bir terimdir. Dental atrizyon ya da iki-gövdeli aşınma dişlerin arada yiyecek veya başka bir madde olmaksızın birbiri ile teması etmesi sonucu meydana gelen fizyolojik aşınmadır (Mair ve ark., 1996). Atrizyon sıklıkla tüberkül tepeleri ve insizal kenarlarda düzleşme olarak görülmektedir. Atrizyon defektleri belirgin marjinleri olan geniş, parlak alanlar şeklinde görünür. Defektler antagonist dişlerin morfolojileriyle uyumludur. Genellikle normal yaşlanma sürecinin bir sonucu olarak dişlerde meydana gelen atrizyon fizyolojiktir ve iki gövdeli aşınmaya örnektir. Molar dişlerde oklüzal temaslar sonucu meydana gelen fizyolojik aşınma yılda yaklaşık 41 mikrometredir. Bruksizm, parafonksiyonel hareketler, prematür kontak, şiddetli örtülü kapanış gibi çiğneme kuvvetlerinin eşik değeri aşıldığında meydana gelen atrizyon ise patolojiktir (Dahl ve ark., 1975; Krogh-Poulson ve Carlston, 1979; Robb ve ark., 1992; Lambrechts ve ark., 2006; Kaidonis, 2008; Kar ve ark., 2014; Levrini ve ark., 2014).

4.6.1.2. Abrazyon

Latince de kazıyıp uzaklaştırma, aşındırma anlamlarına gelen *abrasio,abradere* kelimelerinden türeyen bir terimdir. Dental abrazyon ya üç-gövdeli aşınma bir şeylerin çiğnenmesi ya da diş fırçalama, kürdan kullanımı, aşındırıcıEr içeren diş macunları gibi yabancı bir madde ile dişlerin etkileşime girmesi sonucu patolojik olarak diş dokularında meydana gelen aşınmadır. Dişlerin vestibül ve palatinal/lingual yüzeylerinde mekanik oral hijyen prosedürlerine bağlı olarak abrazyon görülebilmektedir. Oklüzal yüzeyler ise hem atrizyon hem de abrazyona maruz kalmaktadır (Sun, 1986; Kaidonis, 2008; Kitasako ve ark., 2015).

4.6.1.3. Abfraksiyon

Yorgunluk aşınması dişlerin servikal kısımlarında meydana geldiğinde abfraksiyon adını almaktadır. Latince de kırmak anlamına gelen *fractum* kelimesinden türemektedir. Abfraksiyon terimi 1991’de Grippo tarafından diş üzerinde eşik değeri aşan kuvvetlerin uygulandığı oklüzal bölgeden uzakta oluşan defektler olarak tanımlanmıştır. Tüberküller arası esneme kuvveti sonucu özellikle mine dokusu daha ince olduğu için dişlerin servikallerinde kama şeklinde meydana gelen sert doku kaybıdır. Abfraksiyonlar keskin

kenarlı, kama şeklinde karakteristik forma sahip lezyonlardır (Grippio, 1991; Heintze, 2009; Nascimento ve ark., 2016).

4.6.1.4. Erozyon

Korozyon ya da tribokimyasal aşınma mekanizması ile asidik ürünlerin diş dokusundan madde kaybına neden olması erozyon olarak adlandırılır. Latince çürümek, kemirilmek anlamlarına gelen *erodere*, *erosum* kelimelerinden türemektedir. Elektrolitik ya da kimyasal olarak yüzeylerin geri dönüşümsüz olarak çözünmesi şeklinde tanımlanır (Zhou ve Zheng, 2008; Johansson ve ark., 2012; Muller-Bolla ve ark., 2015). Oral kavitenin asiditesinin kritik pH değeri olan 5.5'in altına düştüğü durumlarda erozyon meydana gelir (Johansson ve ark., 2002). Erozyonlar iç kaynaklı, dış kaynaklı ve idiopatik olmak üzere üçe bölünür. Yaşam şekli, meslek, C vitamini takviyeleri, asidik yiyecek içeceklerin sık tüketimi gibi beslenme alışkanlıkları dış kaynaklı faktörlere örnektir (Meurman ve Murtomaa, 1986; Ganss ve ark., 2001; Lussi ve Jaeggi, 2006). Gastroözefajiyal reflü, bulimia ve anorexia nervosa gibi yeme hastalıkları, hamilelik ve obezite gibi artmış mide baskısı oluşturan durumlar ise içsel kaynaklı faktörlere örnektir. Erozyon lezyonları belirgin yuvarlak kenarlara sahiptir. Krevikular sıvı sayesinde de minenin servikal marjini tipik bir şekilde korunmuştur (Lussi ve ark., 2004a; Lussi ve ark., 2004b; Holbrook ve ark., 2009).

4.7. Restoratif materyallerin aşınma ve aşındırma özellikleri

4.7.1. Fiziksel özellikler

Günümüzde kullanılan dental restoratif materyallerin sertlik, kırılma dayanımı, yorgunluk, gerilme dayanımı, yorgunluk gibi özelliklerinin aşınma ve aşındırıcılıkları üzerinde etkili olduğu bilinen bir olgudur.

4.7.1.1. Reziliens modülü

Plastik deformasyona karşı materyallerin gösterdiği dirence reziliens denir. Plastik deformasyon başlayana kadar materyale yük uygulanması sırasında biriken enerji miktarı ise reziliens modülünü belirtmektedir (O' Brien, 2002).

4.7.1.2. Sertlik

Uygulanan kuvvetler karşısında materyallerin gösterdiği direnç, materyalin sertliğidir. Sertlik ve plastik deformasyon direnci arasında doğru orantı bulunmaktadır. Dental

materyallerin sertliğini belirlemek için yaygın olarak Brinell, Knoop, Vickers ve Rockwell test metotları kullanılmaktadır. Tüm bu test metotları farklı yapı, geometrilere sahip uçların, farklı kuvvet derecelerinde test edilecek materyal yüzeyine penetre edilmesi şeklinde uygulanmaktadır. Restoratif materyallerin sertliği arttıkça antagonist diş ya da materyal üzerinde meydana getireceği aşınmanın da o kadar fazla olacağı düşünölmektedir. Ancak günümüze doğru yapılan çalışmalarda aşınma üzerindeki tek etkenin materyal sertliği olamayacağı belirtilmektedir (Peşkersoy, 2013; Başer, 2014; Türel, 2015).

4.7.1.3. Yorgunluk

Yorgunluk, bir materyalin sık sık ve episodik olarak kuvvete maruz kalması sonucu iç yapısında ortaya çıkan ve ilerleyebilen çatlaklar olarak tanımlanır. Bu süreç ilerledikçe direnci azalan materyal yüzeyinde kırılmalar ve kopmalar meydana gelmektedir (McCabe, 1999). Diş hekimliği kliniğinde bu durum çığneme kuvvetlerine maruz kalan restoratif materyallerde yorgunluk sebebiyle öncelikle mikroçatlakların oluşması, daha sonra bu çatlakların birleşerek makroçatlaklara dönüşmesi ve yüzeyden materyal kopmaları şeklinde karşımıza çıkmaktadır (O' Brien, 2002).

4.7.1.4. Kırılma sertliği

Kırılma sertliği, materyalin kırılmaya karşı direncini tanımlar. Restoratif materyallerin kırılma sertlikleri yetersiz ise kuvvetler karşısında materyal yüzeyinden parçacıklar ayrılacaktır ve düzensiz yüzey oluşumuna neden olacaktır. Bu düzensiz yüzeyler ve ayrılan parçacıklar da antagonist materyal üzerinde aşınmaya neden olacaktır (Başer, 2014).

4.7.1.5. Bükölme dayanımı ve Gerilme dayanımı

Bükölme dayanımı çekme kuvvetleri karşısında materyalin gösterdiği dirençtir. Bükölme dayanımı materyalin uzunluk ve kalınlığı ile doğru orantılıdır (Sunnergårdh-Grönberg ve ark., 2003).

Gerilme dayanımı ise bir materyalin uygulanan kuvvet karşısında kopma noktasına gelene kadar maksimum miktarda dayanabildiği gerilme kuvveti olarak nitelendirilmektedir (Hara ve ark., 2001).

4.7.2. Yapısal özellikler

Üretim aşamasından kaynaklanan yapı içerisindeki poröziteler; seramik yapı içerisindeki kristallerin oran, hacim ve türleri; seramik yüzeyinde oluşan seram tabakası; makyaj malzemelerinde bulunan sert yapıdaki metal oksit pigmentleri restoratif materyallerin aşındırıcı özelliklerini arttırıcı etki gösteren yapısal faktörlere örnektir (Başer, 2014).

4.7.3. Kimyasal özellikler

Dış ve iç kaynaklı asit atakları restoratif materyaller üzerindeki glaze tabakası ya da cilalı yüzeyi deforme ederek pürüzlü yüzeylerin meydana gelmesine neden olur. Meydana gelen pürüzlü yüzeyler temasta olduğu diş ve/veya restorasyonlarda aşınmalara neden olacaktır (Başer, 2014).

4.7.4. Yüzey bitim özellikleri

Seramik yüzeyleri üretim sonra pürüzlü yapıya sahiptir. Restorasyonlar ağıza yerleştirilmeden önce glaze porseleni ile yüzeyde camsı ve pürüzsüz tabaka oluşturulması hem materyalin dayanıklılığını arttırır hem de aşındırıcı özellikleri azalmaktadır (Amer ve ark., 2014).

4.8. Aşınmanın Değerlendirilmesi

Dental restoratif materyallerin seçiminde aşınma direnci en önemli faktörlerden biridir. Çünkü dental uygulamalar için kullanılan materyaller oral kavitede yorulmaya maruz kalmaktadır. Materyal yorgunluğu da zamanla aşınma ve kırılmalara neden olabilmektedir. Nem, tükürük, pH değişimi, bakteriyel aktivite ve besinler aşınma özellikleri üzerinde etkili olabilmektedir. Bu sebeplerle dental restoratif materyaller ve yeni geliştirilen materyallerin aşınma direncini test etmek için aynı zamanda diş minesinde meydana gelen aşınmaları incelemek ve miktarını tespit edebilmek için literatürde pek çok çalışma yapılmıştır. (Wiskott ve ark., 1995; Baran ve ark., 2001; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Aşınma değerlendirmede direkt ve indirekt yöntemler kullanılmaktadır. Büyük bir kısmı Ryge tarafından belirlenen direkt yöntemler ağız içinde yapılan ölçümlerden oluşmaktadır ve çok uzun zaman almaktadır. Direkt yöntemlerde aşınma klinik kabul edilebilirlik sınırları içerisinde belirli spesifik kategorilerde değerlendirilmektedir. Bu ölçümlerin doğru sonuç verebilmesi için hekimlerin subjektif yorumlarının söz konusu olmaması ve değerlendirme

skalalarının kalibrasyonlarının yeterli olması gerekmektedir (Taylor ve ark., 1989; Turssi ve Serra, 2003).

İndirekt yöntem ya da replikasyon tekniklerinde ise ölçümler ağız içinden elde edilen modellerde yapılır. Model üzerinde ölçümler hekim tarafından, daha hızlı ve düşük maliyetle yapılabilir. Aşınma ölçümlerinde kullanılan indirekt ölçüm indekslerinden Goldberg, Moffa - Lugassy indeksi (M-L indeksi), Leinfelder indeksi ve Vivadent indeksi yaygın olarak kullanılanlardır. Bu ölçüm tekniklerinde yapılan değerlendirmeler klinik değerlendirmelere oranla çok daha basittir ve alınan sonuçların daha doğru olduğu belirtilmektedir (Heintze ve ark., 2006). Aynı zamanda bilgisayar programları ile daha doğru ve anlamlı sonuç veren, ancak zaman alıcı ve maliyetli indirekt ölçüm yöntemleri de bulunmaktadır (Taylor ve ark., 1989; Folwaczny ve ark., 2000).

Dental materyallerin aşınmalarının klinik olarak incelenmesinin zaman alması, maliyetli olması ve çok sayıda değişken bulundurması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Ayrıca anlamlı klinik sonuç alınabilmesi için çalışmada kullanılan örneklem büyüklüğü yani çalışmaya dahil edilen hasta sayısının fazla olması ve test edilecek materyalin cinsine bağlı olarak ortalama 6 ay ile 2 sene boyunca ağızda kalması gerekmektedir. Klinik çalışmalar için gündeme gelen etik problemlerle birlikte tüm bu faktörler klinik çalışmaları zorlaştırmaktadır (Stober ve ark., 2016).

4.8.1. Aşınma tespit sistemleri

Klinik aşınmanın ölçü ve sayısal olarak değerlendirilmesi için (topografi, pürüzlülük, malzeme kaybı vb.) mekanik ve elektro-sensörlerin geliştirilmesi ile ortaya çıkan sistemler kullanılabilmektedir. Mekanik sistemler profilometre probu ya da atomik kuvvet mikroskobu gibi yüzeylere temas ile haritalama yapan sistemlerdir. Optik sistemler ise lazer mikroskopları ya da optik profilometrelerdeki gibi yüzeylerde ışık yakalanması prensibiyle çalışan sistemlerdir (Tsujimoto ve ark., 2018). Elektron tarama mikroskopları, 3D tarama yöntemleri, lazer ya da mekanik profilometreler aşınma ölçümlerinde kullanılan cihazlardır. Optik sensörler, mekanik sensörlere göre daha avantajlıdır. Özellikle optik sensörlerde 10µm' ye kadar olan farklılıkları tespit edebilme kapasitesi vardır (Mehl ve ark., 1997; Turssi ve Serra, 2003).

Aşınmanın tespitinde dijital haritalama yöntemi CRA, Minnesota yöntemi, 3D lazer tarama en güvenilir ve doğru sonuçları veren yöntemler olarak bildirilmiştir. Aşınma

boyutlarının, lokasyonunun kesin ve niceliksel olarak belirlenebilmesi en büyük avantajlarından. Örneklem büyüklüğü fazla olan klinik çalışmalarda zaman alıcı ve maliyetli olması nedeniyle kullanışlı değildir. Model elde edilmesinden meydana gelecek hatalar standart sapmayı arttırabilir. Modeller üzerinde önce-sonrası şeklinde yapılacak ölçümlerde modellerinde konumlandırılmasında hatalar gerçekleşebilir (Bangerter ve ark., 1987; Roulet, 1987; Perry ve ark., 2000; Turssi ve Serra, 2003; Tsujimoto ve ark., 2018).

4.8.2. Aşınma simülasyonu ile ilgili yapılan çalışmalar

Dental materyallerin aşınma süreçlerini birebir taklit edebilecek bir laboratuvar mekanizması henüz bulunmamaktadır (Turssi ve Serra, 2003). Bununla birlikte var olan in vitro testler materyallerin aşınma mekanizmalarının, yorgunluk ve kullanım süresi gibi fiziksel özelliklerinin test edilmesi ve materyalin tanınması açısından önemlidir (Yap ve ark., 1999).

1980' lerde restoratif materyallerin aşınma miktarlarını belirleyebilmek adına laboratuvar testleri yapılmaya başlandı ve aşınma testleri ortaya çıktı (Heintze, 2009). Aşınma simülasyon cihazlarında diş fırçalama, iki gövdeli aşınma ve üç gövdeli aşınma olmak üzere temelde üç farklı yaklaşım bulunmaktadır (Lambrechts ve ark., 2006; Zhou ve Zheng, 2008).

Diş fırçalama yaklaşımıyla çalışan cihazda diş fırçalama işlemi farklı fırçalama teknikleri, kuru ve ıslak ortam şartları programlanarak test gerçekleştirilir. Hefferen "Göreceli Dentin Aşınması"(RDA) adıyla bu yöntemi geliştirmiştir (Hefferen, 1976). İki gövdeli aşınma testlerinde de atrizyon aşınması, üç gövdeli aşınma testlerinde ise abrazyon aşınması taklit edilmektedir (De Long, 2006).

İlk olarak Charles Hatchett yaptığı çalışmasında altın paralar üzerinde basit pistonlu bir cihaz kullanmıştır. Pin-on disk olarak adlandırılan bu cihazlar oral kavitedeki üç gövdeli çiğneme periyodunu birebir taklit edememektedir ancak aşınma miktarına tesir eden değişkenleri değerlendirebilmektedir. İki gövdeli aşınmayı taklit edebilen bu cihazlar mühendislik alanında da materyal aşınmalarını değerlendirmede kullanılmaktadır (Heintze, 2009). Sonralarda ağız ortamının üç boyutlu aşınma sürecini taklit edebilmek adına yeni cihazlar tasarlanmıştır. Ortama ara madde olarak farklı materyallerin eklenmesiyle üç gövdeli aşınma taklit edilmeye çalışılmıştır (Mair ve ark., 1996).

Bu amaçla fizyolojik çiğneme ve çene hareketlerini taklit edebilmek için De Long ve Douglas tarafından "yapay ağız" konsepti ortaya konmuştur. Doğal dişlerin kullanıldığı, ağız

hareketlerine benzer hareketlerin gerçekleştirilmesine imkan sağlayan, servo hidrolik sistemle bir simülatör üretilmiştir. Simülatörde numunelerin temas süreleri, lateral ve dikey hareketlerin miktarları ayarlanabilmektedir. Günümüzde “Bionix Test Sistemi” (MTS Systems Corporation, Edon, Parairie, Minnesota , ABD) bu prensiple çalışmaktadır (De Long ve Douglas, 1983; De Long ve Douglas, 1991).

Sonraki tarihlerde kullanımı daha pratik, kolay uygulanabilen cihazlar hazırlanmaya başlamıştır. 1994 yılında De Gee ve Pallav tarafından “ACTA Oklüzal Aşınma Simülatörü” tasarlanmıştır. Bu cihazda da ara madde olarak buğday, pirinç gibi gıda maddeleri simülasyona ilave edilmiş ve üç gövdeli aşındırma ortamı sağlanmaya çalışılmıştır (de Gee ve Pallav, 1994).

1997’de ise Yap ve çalışma arkadaşlarının tasarladığı, alt çene hareketlerini yüksek oranda taklit edebilen “BIOMAT Aşınma Simülatörü” üretilmiştir. Simülatörün x-y eksenindeki hareketleri kontrol edebilen iki bileşeni bulunmaktadır. İki gövdeli aşınma testi olarak kullanılmıştır (Yap ve ark., 1999).

Bazı enstitüler Alabama cihazı (Condon ve Ferracane, 1996; Kadokawa ve ark., 2006; Janyavula ve ark., 2013; Lawson ve ark., 2014), Zurih cihazı (Alemzadeh ve Raabe, 2007), BIOMAT simülatörü (Yap ve ark., 1999), OHSU cihazı (Condon ve Ferracane, 1996) olmak üzere kendi cihazlarını geliştirmişlerdir. Örneğin Bristol Üniversitesi’ nde geliştirilen 6 çalıştırıcılı Dento-Munch-Robo Simulatörü alt çenenin sentrik ve eksentrik tüm hareketlerini taklit etmek için tasarlanmıştır (Alemzadeh ve Raabe, 2007).

2001 yılında Uluslararası Standartlar Teşkilatı (ISO) iki ve üç gövdeli aşınma testleri ile ilgili bir teknik şartname yayınlamıştır (ISO No. 12569-2, 2001). Buna bağlı olarak aşınma testleri içerisindeki sekiz farklı yöntemin dinamik yükleme, siklus sayı ve frekansı, aşındırma ortamı, uygulanan kuvvetin miktar ve yönleri, kayma miktarı ve antagonist temasına göre talimatları aşağıdaki tabloda olduğu gibi bildirilmiştir (Tablo 5).

Metod	Antagonist	Ara Madde	Hareket	Kuvvet	Siklus
DIN	Al ₂ O ₃	Su	Kayma	8-10 MPa	-
ACTA	Çelik/Mine	Darı	Kayma	15N	2 x 10 ⁵
CoCoM (Zurich)	Mine	Su/Dış macunu	Çarpma/Kayma	49N	12 x 10 ⁵
Alabama	Poliasetal	PMMA boncuk	Çarpma/Kayma	75N	4 x 10 ⁵
Freiburg	Al ₂ O ₃	Su	Kayma	8 MPa	4 x 10 ⁴
Minnesota	Mine	Su	Kayma	13.35N	5 x 10 ⁵
OHSU	Mine	Haşhaş/ PMMA boncuk	Çarpma/Kayma	20/70N	5 x 10 ⁴
Newcastle	Steatit/Mine	Su	Kayma	15N	1 x 10 ⁴

Tablo 5: ISO No. 14569-2 Aşınma simülasyon cihazları

ISO No:14569-2’ de belirtilen aşınma testlerinin avantaj ve dezavantajlarının tanımlanmadığı, özelliklerinin kullanım amaçları için uygun olup olmadığı, bu yöntemlerin FDA (Federal Drug Administration)’ in belirlediği kaidelere uygun olmadığı bildirilmiştir (Heintze, 2006).

Her simülatörün çalışma mekanizması ve dizaynı birbirinden farklı olduğundan, söz konusu aşınma parametrelerinin her cihazda farklı sonuçlar vereceği ve karşılaştırma yapılamayacağı bildirilmiştir (Heintze ve ark., 2011).

Dental materyallerin aşınmasının test edileceği cihazlarda bulunması gereken özellikler:

- 20-120 N arasında ayarlanabilir ve tekrarlanabilir kuvvet
- Bilgisayar kontrollü ayarlanabilir hareketler
- Lateral hareket uygulaması (0.3-0.18 mm)
- Materyal bazlı kalibrasyon imkanı

- Aşınma sırasında test ortamında biriken aşınmış partikülleri uzaklaştırabilmek için sıvı akışı (Gibbs ve ark., 1981; Schindler ve ark., 1998; Heintze, 2009; Ilie ve ark., 2017).

Aşınma simülatöründen beklenen uygun özellik ve kalibrasyon aralıkları aşağıdaki gibi olmalıdır:

- Dinamik yükleme (48-52 N)
- İtiş gücü (9.9-10.1 Ns)
- Lateral ve vertikal hareket hızı (39-41 mm/s)
- Yükleme sikluslarının frekansı (1.58-1.62 Hz)
- Temas süresi (390-410 ms)
- Ortamın ortalama sıcaklığı (4.8-5.2° C / 54.0-56.0° C)

Willytec ya da Munich çiğneme simülatörü bu teknik özellikleri taklit edebilen ve ISO No.14569-2' de belirtilen aşınma simülatörlerinden farklı olarak FDA tarafından kabul edilmiş şartları sağlayan bir simülatör olarak bildirilmiştir (Heintze, 2009).

4.8.3. Willytec(Munich) çiğneme simülatörü

İki eksenli, maliyet ve etkinlik açısından en avantajlı simülatördür. Yakın zamana kadar yapılan çalışmalarda sıklıkla bu cihaz kullanılmaktadır (Jung ve ark., 2010; Beuer ve ark., 2012; Kim ve ark., 2012; Mitov ve ark., 2012; Preis ve ark., 2012; Park ve ark., 2014; D'Archangelo ve ark., 2016; Stawarczyk ve ark., 2016).

Simülatörde dikey çubuklar üzerine yerleştirilmiş ağırlıklar bulunmaktadır. Simülatörün çalışma prensibi bu dikey çubukların bilgisayar kontrollü bir motor tarafından aşağı inmesi ve yukarı çıkması şeklindedir. İki eksenli ve değişken ağırlıklar kullanılarak farklı şekillerde cihaz programlanabilir ve her hareket simüle edilebilir. Cihazın 2, 4 ve 8 hazneli olarak üretilen modelleri mevcuttur. Numuneler haznelere yerleştirildikten sonra referans noktaları belirlenir ve cihaz kalibrasyonu yapılır. Numuneler tespit edilmesinin ardından bilgisayar kontrollü yatay ve dikey kuvvetlerin uygulanması ile çiğneme simülasyonu gerçekleştir. Tasarımın bir özelliği olarak tüm numune ve antagonistler aynı harekete tabii tutulabilmektedir. Antagonistler numunelere temas ettiğinde ağırlıklar serbest bırakılır. Simülasyona aynı zamanda termal siklus da eklenebilmektedir (Heintze, 2009) (Tablo 6).

Değişken	Minimum-maksimum	Ivoclar metodu
Siklus sayısı	1-9999999	120000
Ağırlık	1-11 kg	5 kg
Yükseklik(dikey hareket)	0-20 cm	3 mm
Lateral hareket	0±25 mm	-0.7 mm
Alçalma hızı	8-90 mm/s	60 mm/s
Yüksekle hızı	8-90 mm/s	60 mm/s
İleri hız	8-90 mm/s	40 mm/s
Geri hız	8-90 mm/s	40 mm/s
Frekans	0.1-3 Hz	1.6 Hz
Termal siklus		
Sıcak banyo	20-58° C	55° C
Sıcak banyo süresi	0-999 s	105 s
Soğuk banyo	3-20° C	5° C
Soğuk banyo süresi	0-999 s	105 s
Tahliye süresi	0-999 s	15 s

Tablo 6. Willytec Multifonksiyonel Çiğneme Cihazı(Willytec, 2001)

4.8.4. Termal siklus

Termal siklus normalde mekanik yükleme ile birlikte uygulanan bir prosestir. Bu sebeple mekanik yükleme süresi gibi parametrelere bağlıdır. ISO standartlarına göre termal siklus sıcaklıkları 5° C-55° C derece aralığında değişmektedir. Oral kavitedeki termal değişim süre ve sayısına dair net bilgiler bulunmamaktadır ancak sayının gün içinde 20-50 siklus arasında olabileceği düşünülmektedir. Bu hesapla cihazdaki 10.000 siklusun 1 yıllık zaman aralığına denk geleceği bildirilmiştir (Gale ve Darvell, 1999).

4.8.5. Üç boyutlu tarama ile aşınma ölçümü

Direkt tüberkül yüksekliği ölçümü, elektron mikroskobu, profilometreler ve bilgisayar grafikleri gibi farklı tekniklerle aşınma miktarı belirlenebilmektedir. Ancak bu tekniklerin

kullanımı için dental modeller gerekmektedir ve uygulanmaları meşakkatlidir. Alçı ya da epoksi rezin modellerden aşınma analizi yapmak pratik olmadığı gibi dentin aşınmalarının değerlendirilmesi de mümkün olmamaktadır. Stereomikroskop, bilgisayar destekli 3 boyutlu mikroskoplar, lazer profilometreler ise daha gelişmiş araçlardır. Bu araçların kullanımındaki dezavantajlar ise hatalı model edilmesi, pozisyon hataları ve cihazların sınırlamaları olarak belirtilebilir (Al-Omiri ve ark., 2010).

1980'lerin başından bu yana aşınma ölçümlerini yapabilmek için üç boyutlu tarama yöntemi en çok tercih edilen yöntem olmuştur. Nicel ve doğru ölçümler yapılabilmesi, elde edilen verilerin arşivlenebilir olması, klinik ve laboratuvar çalışmaları için aynı verimliliği sağlayabilmesi gibi pek çok avantajı bulunmaktadır. Bu yöntemlerin dezavantajları ise maliyetli olmaları ve özel bilgisayar yazılımları ile kullanım için bir donanımına sahip olmayı gerektirmesidir (De Long, 2006; Al-Omiri ve ark., 2010). Ölçüm işlemi tarama ile elde edilen görüntülerin bilgisayar programına aktarılması ve burada üst üste çakıştırılması ile mümkün olmaktadır (De Long, 2006; Stober ve ark., 2014).

Üç boyutlu taramalar optik aralık saptama tekniklerine göre çalışmaktadır. Üç boyutlu tarama cihazları optik mikroskoplar, taramalı elektron ve floresan mikroskoplarının mekanizmalarını kullanır. Çok karmaşık şekilli yüzeylerin tüm bileşenlerini gerçek zamanlı olarak belirleyebilirler. Üç boyutlu tarayıcıların kullanımı ile sıvı emilimi, düzensiz alanların varlığı gibi nedenlerle oluşan hatalar en aza indirilebilmektedir (Valigi ve ark., 2017).

Bir taramada “doğruluk” ölçümün gerçeğe yakınlığını belirtirken, “hassaslık” ölçülen değerin tekrarlanabilirliğini belirtmektedir. İdeal olan tarama cihazlarının hem doğru hem de hassas olmasıdır. Yüzey topografyasını gösteren tarayıcılar temaslı ve temassız olarak 2 gruba ayrılmaktadır. Temaslı tarayıcı sistemlerin maliyetleri düşüktür, yüzey özelliklerinden etkilenmezler, doğruluk oranları yüksektir ve ölçümler tekrarlanabilir. Ancak sadece sert yüzeylerde kullanılabilir ve yavaş çalışan sistemlerdir. Temassız tarayıcı sistemler bir lazer ışık kaynağı ile tüm yüzey boyunca hareket ederek görüntü oluşturur. Çizgi, alan, hacim ve nokta tarayıcıları şeklinde gruplandırılmaktadır (De Long, 2006).

Çizgi lazer tarayıcıları numuneler üzerinde düz bir hat halinde yol izleyerek tarama yaparlar.

- Alan tarayıcıları yüzey üzerinde seçilen bir alanı triangulasyon, interferometri veya faz kayması mekanizmalarını kullanarak tararlar.

- Nokta tarayıcılarının çözünürlükleri çok yüksektir ancak çalışma süreleri uzundur.
- Hacim tarayıcıları ise bilgisayarlı tomografi (BT) prensipleriyle çalışmaktadır. Maliyet ve radyasyon bu sistemlerin dezavantajıdır (De Long, 2006).



5. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı AR-GE Laboratuvarı ve Bursa Özel Marmara Çok Amaçlı Diş Protez Laboratuvarı'nda, Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Proje Dairesi' nin desteği ile gerçekleştirildi. Çalışmamız için Kocaeli Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun onayı alındı (KÜ GOKAEK-2022/09.28).

Çalışmamızda 3Y-TZP ve 5Y-TZP monolitik zirkonya materyallerinin feldspatik porselene göre doğal diş mine ve dentin dokusunda meydana getirdiği aşınma miktarına bakıldı. Çalışma gruplarının örneklem büyüklüğü (n sayısı) yapılan Power analizi ile 9 olarak belirlendi. 2 adet kontrol grubu ve 8 adet araştırma grubu olmak üzere toplam 10 çalışma grubu oluşturuldu. Çalışma grupları aşağıdaki tabloda belirtildiği gibidir (Tablo 7).

Grup	Materyal	Antagonist
1.Grup	Glaze 3Y-TZP monolitik zirkonya	Mine
2.Grup	Polisajlı 3Y-TZP monolitik zirkonya	Mine
3.Grup	Glaze 3Y-TZP monolitik zirkonya	Dentin
4.Grup	Polisajlı 3Y-TZP monolitik zirkonya	Dentin
5.Grup	Glaze 5Y-TZP monolitik zirkonya	Mine
6.Grup	Polisajlı 5Y-TZP monolitik zirkonya	Mine
7.Grup	Glaze 5Y-TZP monolitik zirkonya	Dentin
8.Grup	Polisajlı 5Y-TZP monolitik zirkonya	Dentin
9.Grup	Glaze feldspatik porselen	Mine
10.Grup	Glaze feldspatik porselen	Dentin

Tablo 7. Çalışma gruplarının dağılımı

Çalışmamızda işlemler gömük yirmi yaş dişlerinin toplanması, 3Y-TZP ve 5Y-TZP monolitik zirkonya ve feldspatik porselen örneklerinin hazırlanması, dişlerin üç boyutlu(3D)

lazer tarayıcıda taranması, örneklere çiğneme simülasyonun uygulanması, simülasyon sonrası örneklerin tekrar 3D lazer tarayıcıda taranması, lazer tarayıcıda öncesinde ve sonrasında elde edilen verilen bilgisayar destekli bir tasarım programında karşılaştırılarak aşınma miktarının tespiti, alınan sonuçların istatistiksel analizi sırasıyla gerçekleştirildi.

Monolitik zirkonya ve feldspatik porselen örneklerin hazırlanması, glaze ve polisaj işlemlerine tabii tutulması Özel Marmara Çok Amaçlı Diş Protez Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Doğal dişlere uygulanan çiğneme simülasyonu, 3D tarama işlemi ve bilgisayar programında yapılan aşınma ölçümleri Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi AR-GE Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

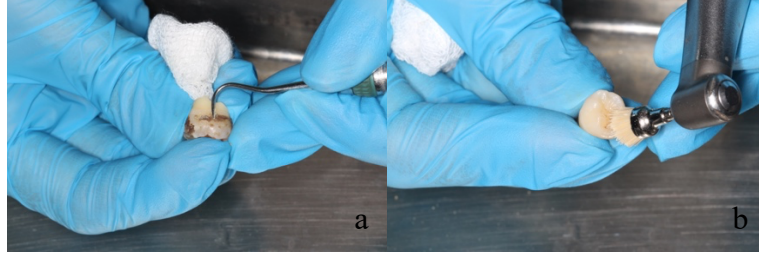
Çalışmamızda 18 adet feldspatik porselen örnek; 18 adet glazelenmiş 3Y-TZP örnek; 18 adet mekanik polisajlanmış 3Y-TZP örnek; 18 adet glazelenmiş 5Y-TZP örnek; 18 adet polisajlanmış 5Y-TZP örnek; 45 adet mine örneği; 45 adet dentin örneği hazırlandı (Tablo 8).

Materyal	Örnek Sayısı
VITA YZ®HT	36
VITA YZ®XT	36
IPS Empress CAD Multi	18
Mine ve Dentin	45/45

Tablo 8. Çalışma grubu örneklerinin sayıları.

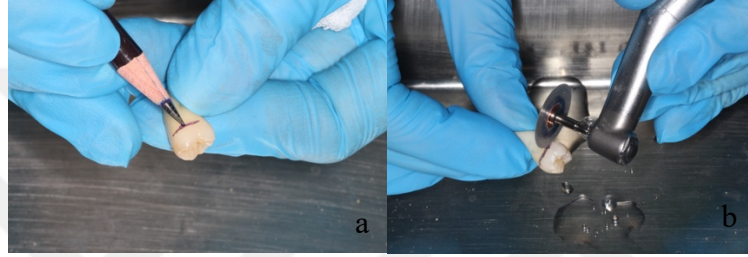
5.1. Doğal Diş Mine ve Dentin Örneklerinin Hazırlanması

Çalışmamız için Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda çekilmiş olan 90 adet gömük yirmi yaş dişi kullanıldı. Dişler çekim sonrası doğal nemlerini kaybetmemeleri için distile su içerisinde oda ısısında bekletildi. Çalışmamız öncesinde dişlerin üzerindeki debris ve doku kalıntıları periodontal küret ile kazındı. Sonrasında dişler polisaj patı (Quartz Prophylaxis Paste, ABD) ve polisaj fırçası(TPC INC, ABD) yardımıyla temizlendi (Resim 1).



Resim 1.a.b. Dişlerin periodontal küret ile temizlenmesi ve polisaj yapılması

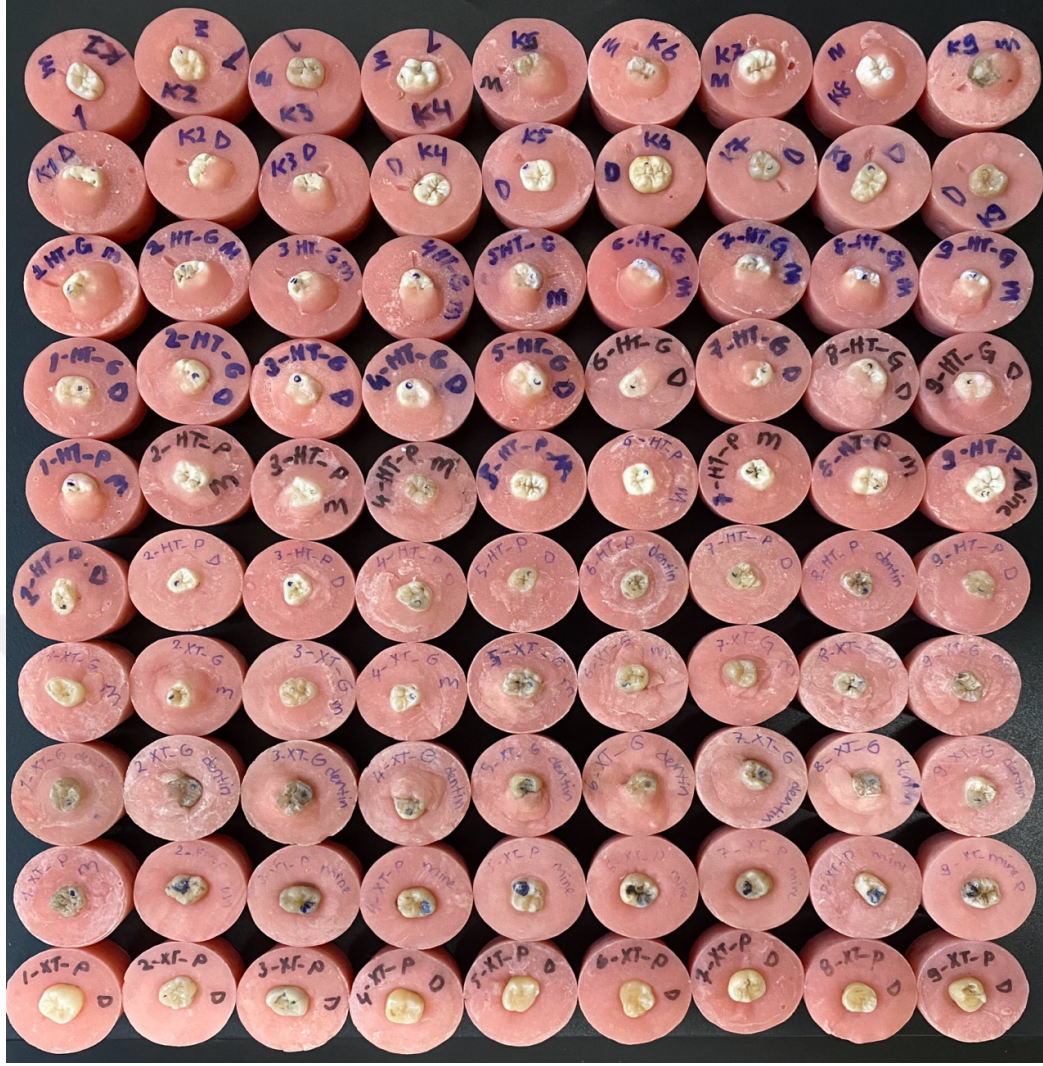
Temizlenen dişlerin kronları kole hizasından sabit kalemle çevresel olarak çizildi. Ardından kron ve kök elmas separe (Horico Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya) ile su soğutması altında ayrıldı (Resim 2).



Resim 2.a.b. Kronların sabit kalemle kole hizasından separe yardımıyla ayrılması.

Dentin yüzeyini açığa çıkarmak yaklaşık olarak 3mm mine dokusu, dişlerin orta üçlülerine gelecek şekilde ince grenli elmas frezlerle (Acurata GmbH & Co. KGaA, Thurmansbang , Almanya) uzaklaştırıldı (Walker ve ark., 2009; Rodrigues ve ark., 2015; Turco ve ark., 2016; Naz ve ark., 2021).

Elde edilen 45 adet mine ve 45 adet dentin dokusu açığa çıkarılmış, toplam 90 diş üretici firma talimatlarınca karıştırılan soğuk akrilik (Lunavest, Lunacasting, İstanbul, Türkiye) yardımıyla çiğneme simülatörünün alt kompartmanı ile uyumlu olan tutucu parçalar içerisinde tespit edildi (Resim 3).



Resim 3. Mine ve dentin örnekleri

5.2. Monolitik Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda monolitik zirkonya örnekler için %3mol yttria içeren tetragonal VITA YZ®HT ve %5mol yttria içeren %50tetragonal %50kübik VITA YZ®XT materyalleri kullanıldı. Materyallerin özellikleri tabloda gösterilmektedir (Tablo 9).

Materyal	Özellik
VITA YZ®HT	Translusensi %42
	3mol% Yttria(Y ₂ O ₃)
	Bükülme dayanımı 1200MPa
	Kırılma sertliği 4.5MPa m ^{-0.5}
	Vickers sertliği 12 HV10
VITA YZ®XT	Weibull modülüsü 14m
	Translusensi %50
	5mol% Yttria(Y ₂ O ₃)
	Bükülme dayanımı >600MPa
	Kırılma sertliği 2.5MPa m ^{-0.5}
	Vickers sertliği 13 HV10
	Weibull modülüsü 11m

Tablo 9. Kullanılan monolitik zirkonya materyallerinin mekanik özellikleri.

Örneklerin 36 adedi %3mol, 36 adedi %5mol yttria içeren bloklardan hazırlandı. Örnekler tepesi tüberküleri temsilen 4mm çapında sferik formda olacak şekilde konik yapıda Coritec 350i Loader (imes-icore GmbH, Hessen/Almanya) bilgisayar destekli tasarım ve kazıma ünitesinde tasarlandı ve kazındı (Resim 4). Kazınan örnekler VITA Zyrcomat 6100 MS (VITA Zahnfabrik, München, Almanya) sinterleme fırınında pişirildi. 36 adet 3Y-TZP örneğin 18 adedi önce polisaj fırça kiti ile mekanik polisaj işlemine (EVE, Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Almanya) daha sonra Programat P300 G2 fırınında (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Almanya) glaze işlemine tabii tutuldu. 18 adedi de sadece mekanik polisaj işlemine tabii tutuldu. Aynı işlemler 36 adet 5Y-TZP örneğe de uygulandı (Resim 5).



Resim 4. Hazırlanmış feldspatik porselen ve monolitik zirkonya örnekler



a



b



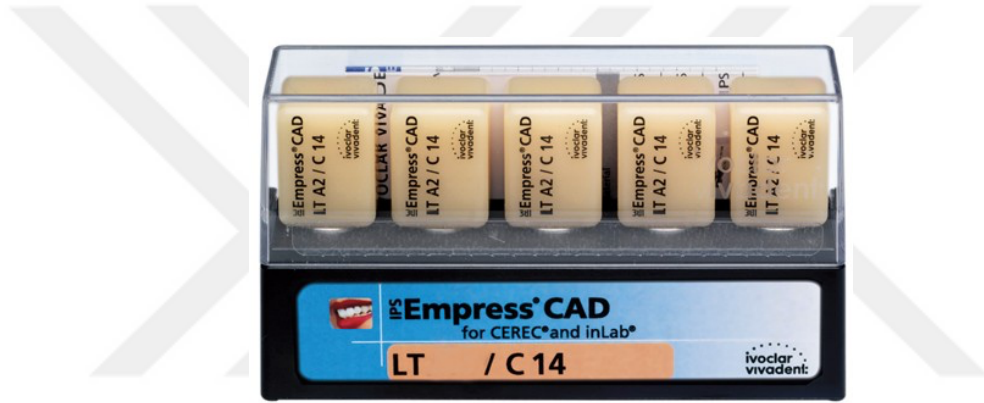
c

Resim 5.a.b.c. Coritec 350i Loader ünitesi, VITA Zyrcomat 6100 MS ve Programat P300 G2 cihazları

Hazırlanan monolitik zirkonya örnekler çiğneme simülatörünün tutucuları içerisinde üretici talimatlarına göre hazırlanan soğuk akrilik materyali (Lunavest, Lunacasting, İstanbul, Türkiye) yardımıyla tespit edildi.

5.3. IPS Empress CAD Örneklerin Hazırlanması

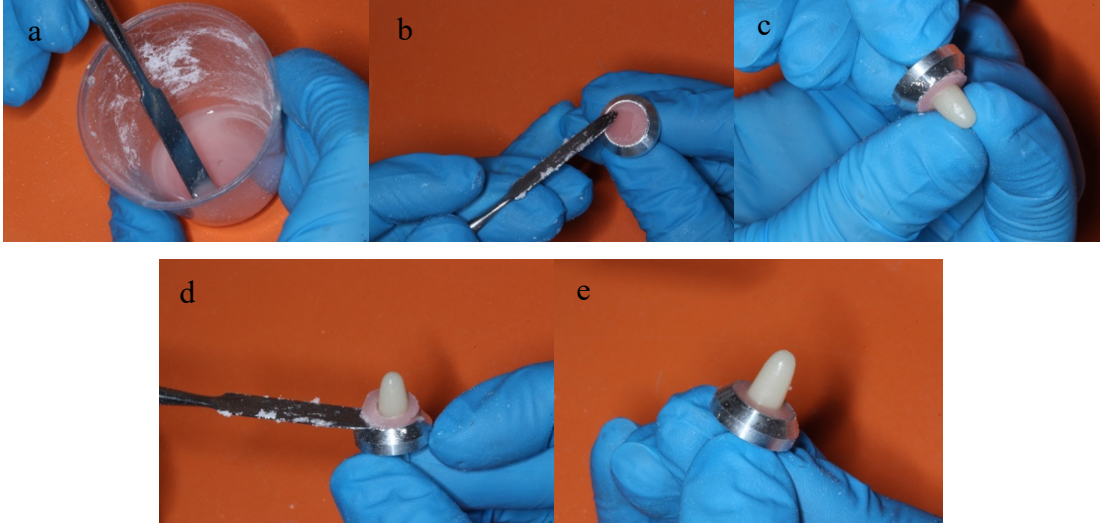
Ivoclar IPS Empress CAD for CEREC® and inLab® blokları kullanılarak tepesi tüberkülleri temsilen 4mm çapında sferik formda olacak şekilde konik yapıda 18 adet feldspatik porselen Coritec 350i Loader (imes-icore GmbH, Hessen/Almanya) bilgisayar destekli tasarım ve kazıma ünitesinde tasarlandı ve kazındı. Kazınan feldspatik örnekler Programat P300 G2 fırınında (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Almanya) uygun programda pişirildi. Son olarak 18 adet feldspatik porselen örnek tekrar fırınılandı (Resim 6).



Resim 6. Ivoclar IPS Empress CAD for CEREC® and inLab® blokları

5.4. Örneklerin Tutucular İçerisine sabitlenmesi

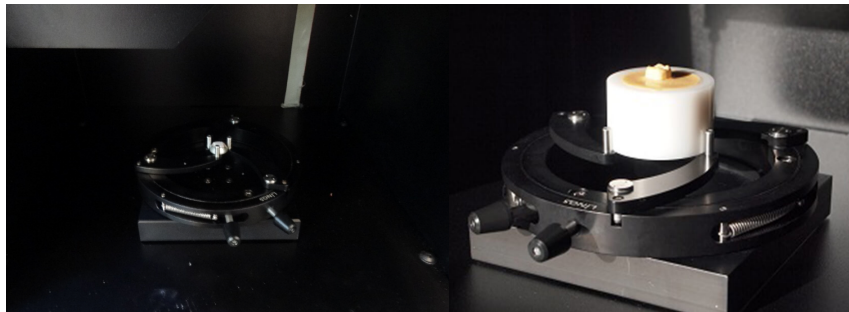
Hazırlanan 18 adet feldspatik porselen, 72 adet monolitik zirkonya, 90 mine ve dentin örnekleri üretici talimatlarına göre hazırlanan akrilik rezin yardımı ile örnek tutucular içerisine sabitlendi. Fazlalıklar uzaklaştırıldı ve akrilik polimerizasyonu bekledi. Polimerizasyon sonrası akrilik tesviye ve cila frezleri ile düzeltildi (Resim 7).



Resim 7.a.b.c.d.e. Monolitik zirkonya, feldspatik porselen örneklerin tutuculara yerleştirilmesi

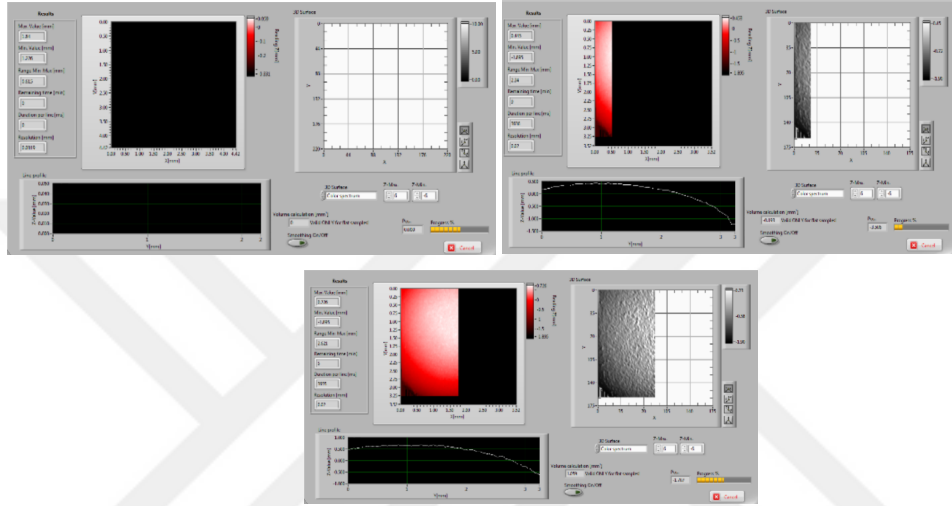
5.5. Örneklerin 3D Lazer Tarayıcıda Taranması

Çalışmamızda mine ve dentin örneklerin aşınma miktarlarına bakılabilmesi için Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi AR-GE Laboratuvarı'nda bulunan lazer tarayıcı cihazı(SD Mechatronik Laser Scanner LAS-20, Münih, Almanya) kullanıldı (Resim 8).



Resim 8. Lazer tarayıcı ünitesi

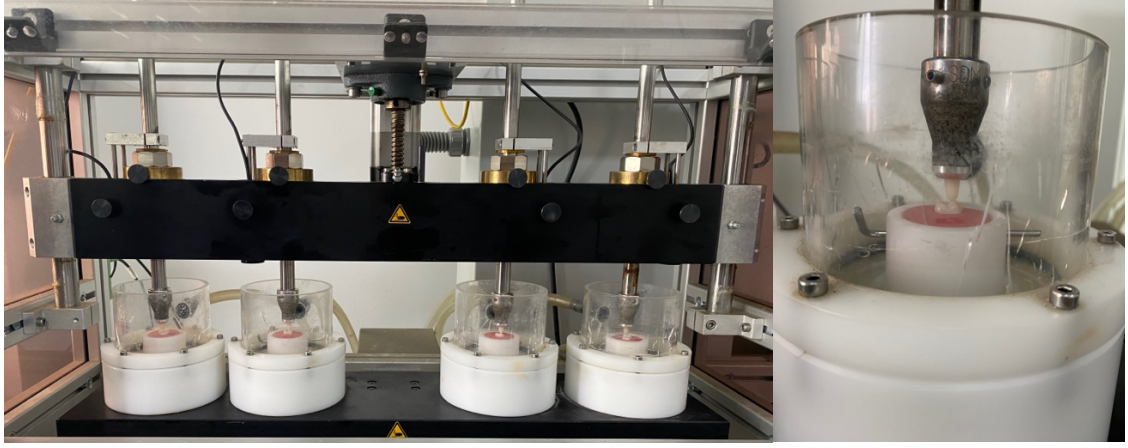
Tarama işlemi her örnek için çığneme simülatörüne konmadan önce ve sonra olmak üzere iki defa gerçekleştirildi. Her örnek sırayla tarayıcının içinde sensörünün bulunduğu parçada bulunan tutucuya yerleştirildi (Resim 8). Toplam 90 adet diş örneğinin taranacak yüzeylerinin başlangıç ve bitiş noktaları ayarlandı. Taranacak yüzeyin ölçüm adımı 0,02 mm olarak ayarlandı ve tarama işlemi gerçekleştirildi. Her örnek boyutu için tarama süresi yaklaşık olarak 24 dakika sürdü. Tarama sonucu her bir örnekten elde edilen veriler bilgisayar ortamında saklandı (Resim 9).



Resim 9. 3D tarama işlemi

5.6. Örneklerin Çığneme Simülatöründe Yaşlandırılması

Çalışmamızda örnekler uygulanan yaşlandırma işlemi Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı AR-GE Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Yaşlandırma amacıyla dual akslı, dikey ve yatay yönde kuvvet uygulayabilen, termal siklus gerçekleştiren ve bilgisayar ile entegre bir motora sahip çığneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simülatör CS-4.2, Willytec, Münih, Almanya) kullanıldı. Alt ve üst iki kompartmandan oluşan cihazın alt kompartmanına mine ve dentin örnekleri yerleştirilirken, üst kompartmanına antagonist olarak hazırlanmış feldspatik porselen ve monolitik zirkonya örnekler sabitlendi (Resim 10).



Resim 10. Çiğneme simülatörüne yerleştirilmiş örnekler

Örneklere bir yıllık yaşlandırmaya eşdeğer 240 000 döngü uygulandı. Bu döngü sırasında 50 N'luk çiğneme kuvvetine eşdeğer kuvvet ile eş zamanlı olarak 5-55°C termal siklus uygulandı. Cihazda kullanım öncesi yapılan ayarlar tabloda gösterilmiştir (Tablo 10).

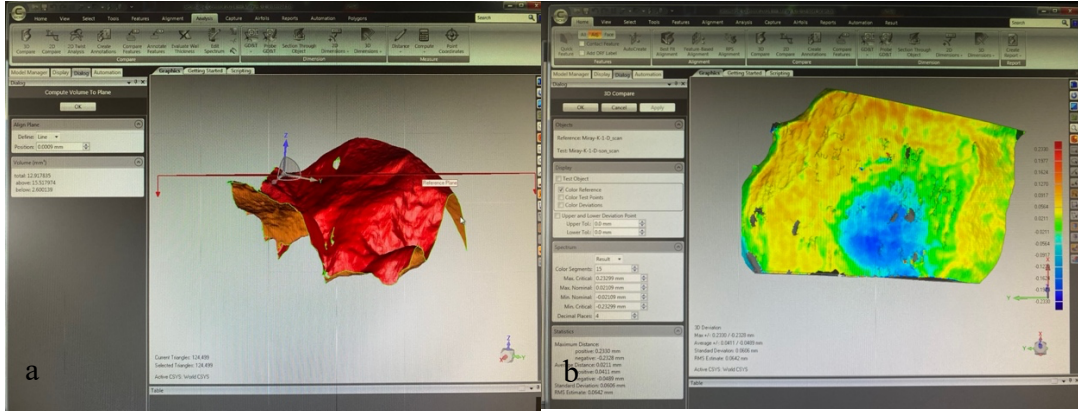
Termal siklus sıcaklığı	5-55°C
Vertikal hareket	6 mm
Yatay hareket	0,3 mm
Yükselme hızı	55 mm/s
Alçalma hızı	30 mm/s
Geri hız	5 mm/s
İleri hız	30 mm/s
Yük	5 kg(50N)
Kinetik enerji	2250×10^{-6}
Döngü sıklığı	1,3 Hz

Tablo 10. Çiğneme simülasyonu parametreleri

5.7. Aşınma Ölçümleri

Çiğneme simülasyonuna tabii tutulan mine ve dentin örnekleri tekrar 3D lazer tarayıcı da tarandı. Tarama sonucu elde edilen veriler bilgisayar destekli Geomagic Control(3D Systems Inc., Rock Hill, ABD) tasarım ve dizayn programına aktarıldı. Çiğneme simülasyonu öncesi ve sonrasına ait veriler programdaki “N-Point Alignment” seçeneği ile referans noktaları belirlenerek üst üste çakıştırıldı. Çakıştırılmış haldeki öncesi sonrası tarama verilerinde aşınma bölgeleri sınırlandırılarak trimleme yapıldı. Son olarak boyutları eşitlenen iki modelden her birinin belirli bir düzleme olan uzaklık farkları ölçülerek hacimleri mm^3

cinsinden tespit edildi. İki tarama modelinin öncesi ve sonra hacim farkları aşınma miktarı olarak hesaplandı (Resim 11).



Resim 11.a.b. Öncesi ve sonrası olarak karşılaştırılmış iki model; karşılaştırılmış iki modelin 3D raporu ile aşınma bölgelerinin gösterimi

5.8. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel değerlendirme IBM SPSS 29.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) paket programı ile yapıldı. Çalışmanın örneklem büyüklüğünü belirlemek için G*Power version 3.1.9.2 (Kiel University, Kiel, Germany) paket programı kullanıldı. Normal dağılıma uygunluk Shapiro Wilk Testi ile değerlendirildi. Nümerik değişkenler ortalama $\pm$ standart sapma olarak verildi. Materyaller arasındaki farklılık normal dağılıma sahip olan nümerik değişkenlerde Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ve Tukey Çoklu Karşılaştırma (Multiple Comparison) Testi ile karşılaştırıldı. $P < 0.05$ iki yönlü testlerde istatistiksel önemlilik yani anlamlı farklılık için yeterli kabul edildi.

6. BULGULAR

Mine ve dentinde denenen örneklerin öncesi ve sonrası verilerinin bilgisayar programında karşılaştırılması sonucu hesaplanan hacim kaybı değerleri istatistiksel analizlerle karşılaştırıldı. Veriler değerlendirilirken minede ve dentinde kullanılan materyal grupları kendi içlerinde karşılaştırıldı. Ayrıca minede ve dentindeki toplam aşınma değerleri istatistiksel olarak karşılıklı değerlendirildi. Belirlenen örneklem büyüklüğü 50'den az olduğu için normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk Testi ile belirlendi. Elde edilen istatistiksel verilerde P değeri 0,05' ten büyük bulundu ve veriler normal dağılıma uygun olarak kabul edildi (Tablo. 11 a ve b).

Normal Dağılım/Shapiro Wilk Testi (MİNE)

Grup	N	İstatistik	P
Feldspatik Porselen	9	,968	,875
3Y-TZP(glaze)(g)	9	,905	,282
3Y-TZP(polisaj)(p)	9	,840	,058
5Y-TZP(glaze)(g)	9	,845	,066
5Y-TZP(polisaj)(p)	9	,882	,164

Tablo 11.a. *P> 0.05 Mine örneklerinin normal dağılıma uygunluk testi

Normal Dağılım/Shapiro Wilk Testi (DENTİN)

Grup	N	İstatistik	P
Feldspatik Porselen	9	,275	,179
3Y-TZP(g)	9	,131	,977
3Y-TZP(p)	9	,183	,535
5Y-TZP(g)	9	,192	,447
5Y-TZP(p)	9	,230	,457

Tablo 11.b. *P> 0.05 Dentin örneklerinin normal dağılıma uygunluk testi

Bunun üzerine mine ve dentin üzerinde kullanılan materyal gruplarının verileri Tek Yönlü Varyans Analizine (ANOVA) tabii tutuldu. Analizde tanımlayıcı istatistiksel metot olarak ortalama ve standart sapmaya bakıldı. Tek Yönlü Varyans Analizi sonucunda hem mine hem de dentin gruplarında p değeri 0,001'den küçük olarak bulundu. Bu durumda minede ve dentinde test edilen grupların kendi aralarında anlamlı bir fark olduğu belirlendi (Tablo 12 a ve b).

(MİNE) Tanımlayıcılar				ANOVA
Hacim				
Grup	N	Ort	Ss.	P
Feldspatik Porselen	9	,5922	,03126	<0.001
3Y-TZP(g)	9	,4389	,06431	
3Y-TZP(p)	9	,3867	,12610	
5Y-TZP(g)	9	,1511	,07817	
5Y-TZP(p)	9	,1367	,04950	

Tablo 12.a. *p<0.001 Mine gruplarının Tek Yönlü Varyans Analizi

(DENTİN) Tanımlayıcılar				ANOVA
Hacim				
Grup	N	Ort	Ss.	P
Feldspatik Porselen	9	,4889	,19127	<0.001
3Y-TZP(g)	9	,2111	,09930	
3Y-TZP(p)	9	,1833	,08860	
5Y-TZP(g)	9	,1400	,01500	
5Y-TZP(p)	9	,0844	,04613	

Tablo 12.b. *p<0.001 Dentin gruplarının Tek Yönlü Varyans Analizi

Minede kullanılan materyal gruplarının kendi aralarında karşılaştırılmasında Çoklu Karşılaştırma Testi (Multiple Comparison) uygulanmıştır. Test verilerine göre:

- Feldspatik porselen grubunun 3Y-TZP(G), 3Y-TZP(P), 5Y-TZP(G), 5Y-TZP(P) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p<0,05).
- 3Y-TZP(G) grubunun feldspatik porselen, 3Y-TZP(P), 5Y-TZP(G), 5Y-TZP(P) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p<0,05).
- 3Y-TZP(P) grubunun feldspatik porselen, 3Y-TZP(G), 5Y-TZP(G), 5Y-TZP(P) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p<0,05).

- 5Y-TZP(G) grubunun feldspatik porselen, 3Y-TZP(G), 3Y-TZP(P) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$).
- 5Y-TZP(P) grubunun feldspatik porselen, 3Y-TZP(G), 3Y-TZP(P) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$).
- 5Y-TZP(G) grubunun 5Y-TZP(P) grubuyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p<0,05$).
- 5Y-TZP(P) grubunun 5Y-TZP(G) grubuyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p<0,05$)(Tablo 13).



Çoklu Karşılaştırma Testi (MİNE)

Bağımlı Değişken: Hacim(mm³)

Tukey HSD

(I)Grup	(II)Grup	Ana Farklılık (I-II)	Std. Error	P
Feldspatik Porselen	3Y-TZP(g)	,15333	,04077	,005
	3Y-TZP(p)	,20556	,04077	<,001
	5Y-TZP(g)	,44111	,04077	<,001
	5Y-TZP(p)	,45556	,04077	<,001
3Y-TZP(g)	Feldspatik porselen	-,15333	,04077	,005
	3Y-TZP(p)	,05222	,04077	,704
	5Y-TZP(g)	,28778	,04077	<,001
	5Y-TZP(p)	,30222	,04077	<,001
3Y-TZP(p)	Feldspatik porselen	-,20556	,04077	<,001
	3Y-TZP(g)	-,5222	,04077	,704
	5Y-TZP(g)	,23556	,04077	<,001
	5Y-TZP(p)	,25000	,04077	<,001
5Y-TZP(g)	Feldspatik porselen	-,44111	,04077	<,001
	3Y-TZP(g)	-,28778	,04077	<,001
	3Y-TZP(p)	-,23556	,04077	<,001
	5Y-TZP(p)	,01444	,04077	,996
5Y-TZP(p)	Feldspatik porselen	-,45556	,04077	<,001
	3Y-TZP(g)	-,30222	,04077	<,001
	3Y-TZP(p)	-,25000	,04077	<,001
	5Y-TZP(g)	-,01444	,04077	,996

Tablo 13. *P<0.05 Minedeki materyal gruplarının çoklu karşılaştırma testi.

Dentinde kullanılan materyal gruplarının kendi aralarında karşılaştırılmasında Çoklu Karşılaştırma Testi (Multiple Comparison) uygulanmıştır. Test verilerine göre:

- Feldspatik porselen grubunun 3Y-TZP(G), 3Y-TZP(P), 5Y-TZP(G), 5Y-TZP(P) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p<0,05).
- 3Y-TZP(G) grubunun 3Y-TZP(P), 5Y-TZP(G), 5Y-TZP(P) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı (p<0,05).

- 3Y-TZP(P) grubunun 3Y-TZP(G), 5Y-TZP(G), 5Y-TZP(P) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p<0,05$).
- 5Y-TZP(G) grubunun 3Y-TZP(G), 3Y-TZP(P), 5Y-TZP(P) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p<0,05$).
- 5Y-TZP(P) grubunun 3Y-TZP(G), 3Y-TZP(P), 5Y-TZP(G) gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p<0,05$)(Tablo 14).



Çoklu Karşılaştırma Testi (DENTİN)

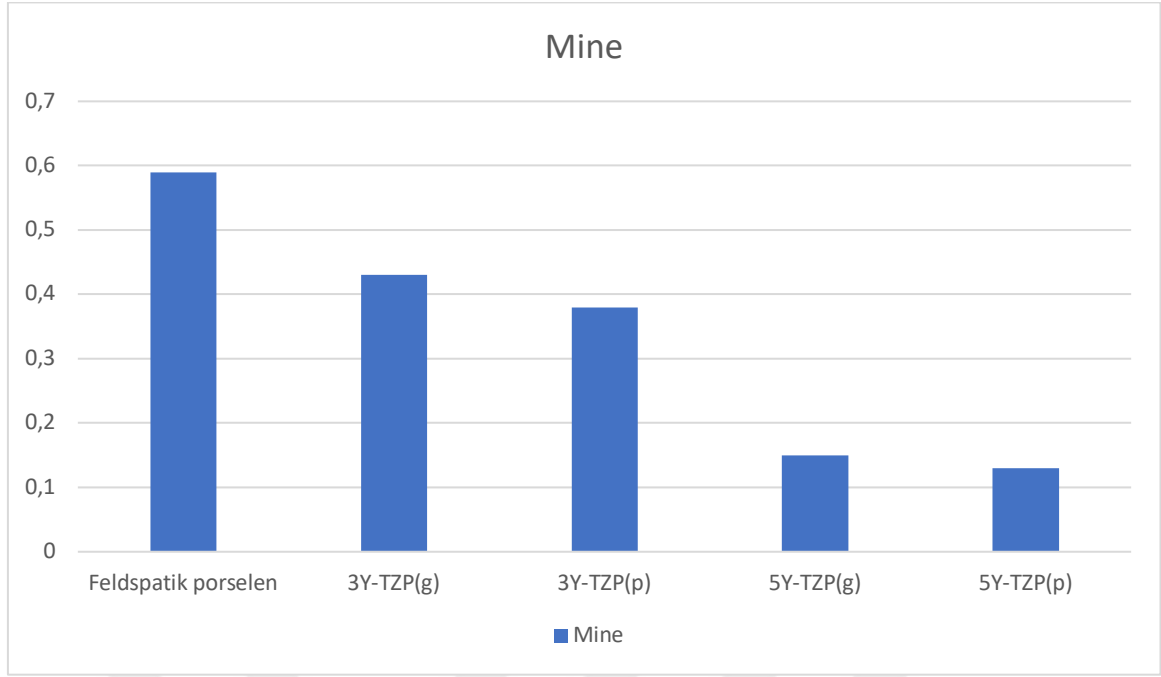
Bağımlı Değişken: Hacim(mm³)

Tukey HSD

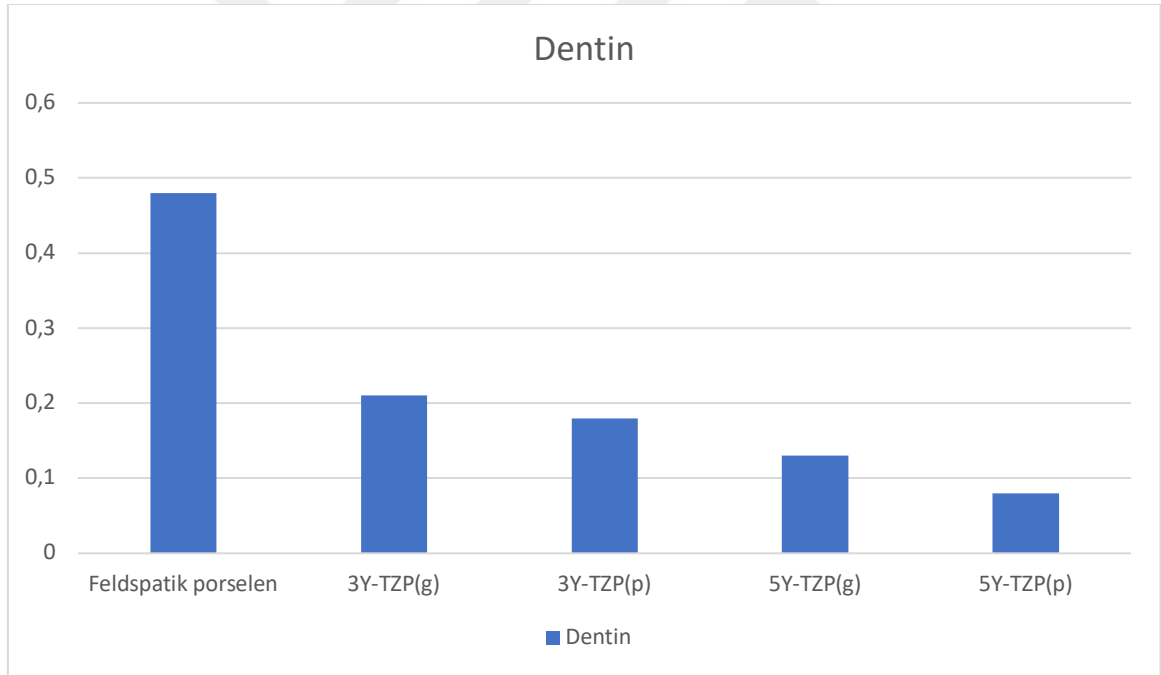
(I)Grup	(II)Grup	Ana Farklılık (I-II)	Std. Error	P
Feldspatik Porselen	3Y-TZP(g)	,27778*	,05018	<,001
	3Y-TZP(p)	,30556*	,05018	<,001
	5Y-TZP(g)	,34889*	,05018	<,001
	5Y-TZP(p)	,40444*	,05018	<,001
3Y-TZP(g)	Feldspatik porselen	-,27778*	,05018	<,001
	3Y-TZP(p)	,02778	,05018	,981
	5Y-TZP(g)	,07111	,05018	,620
	5Y-TZP(p)	,12667	,05018	,105
3Y-TZP(p)	Feldspatik porselen	-,30556*	,05018	<,001
	3Y-TZP(g)	-,02778	,05018	,981
	5Y-TZP(g)	,04333	,05018	,908
	5Y-TZP(p)	,09889	,05018	,299
5Y-TZP(g)	Feldspatik porselen	-,34889*	,05018	<,001
	3Y-TZP(g)	-,07111	,05018	,620
	3Y-TZP(p)	-,04333	,05018	,908
	5Y-TZP(p)	,05556	,05018	,802
5Y-TZP(p)	Feldspatik porselen	-,40444*	,05018	<,001
	3Y-TZP(g)	-,12667	,05018	,105
	3Y-TZP(p)	-,09889	,05018	,299
	5Y-TZP(g)	-,05556	,05018	,802

Tablo 14. *P<0.05 Dentindeki materyal gruplarının çoklu karşılaştırma testi.

Sayısal olarak bakıldığında en yüksek hacim kaybının minede (ort. 0,59 mm³) ve dentinde (ort. 0,48 mm³) feldspatik porselen karşısına gelen örneklerde olduğu görüldü. Minede kullanılan grupların kendi aralarında karşılaştırılmasında aşınma sırasıyla feldspatik porselen (ort. 0,59 mm³), 3Y-TZP(G) (ort. 0.43 mm³), 3Y-TZP(P) (ort. 0.38 mm³), 5Y-TZP(G) (ort. 0.15 mm³) ve 5Y-TZP(P) (ort. 0.13 mm³) şeklinde hesaplandı. Dentinde kullanılan grupların kendi aralarında karşılaştırılmasında aşınma feldspatik porselen (ort. 0.48 mm³), 3Y-TZP(G) (ort. 0.21 mm³), 3Y-TZP(P) (ort. 0.18.mm³), 5Y-TZP(G) (ort. 0.13 mm³) ve 5Y-TZP(P) (ort. 0.08 mm³) şeklinde hesaplandı (Tablo 15 a ve b).



Tablo 15.a. Minedeki ortalama aşınma miktarının grafiksel gösterimi



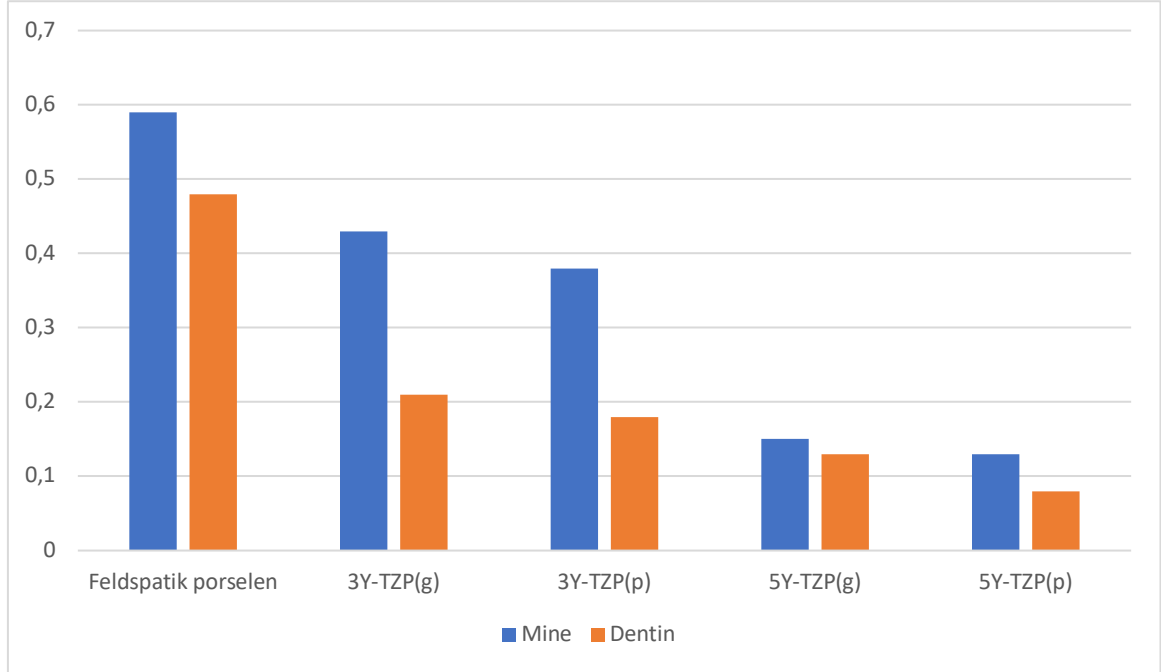
Tablo 15.b. Dentindeki ortalama aşınma miktarının grafiksel gösterimi

Mine ve dentin gruplarının aşınma değerlerinin birbirleriyle karşılaştırılmasında Independent Samples T-Testi uygulandı. Hacim kayıpları karşılıklı analiz ile değerlendirildiğinde $p=0.003$ olduğundan istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (Tablo 16 ve 17).

Independent Samples Test (MİNE ve DENTİN)

Hacim	N	Ort	Ss.	P
Mine	45	,3411	,19496	,003
Dentin	45	,2216	,17449	,003

Tablo 16. *p<0,05 Mine ve dentin gruplarının birbiriyle karşılaştırılması



Tablo 17. Mine ve dentindeki ortalama aşınmaların birlikte grafiksel gösterimi

7. TARTIŞMA

Çalışmamızdan elde edilen veriler doğrultusunda;

- 5Y-TZP, 3Y-TZP materyaline göre karşı arkı daha az aşındırıcıdır hipotezi kabul edilmiştir.
- Mine dokusu dentin dokusuna göre daha az aşınacaktır hipotezi reddedilmiştir.

Yeterli estetik sonuçların elde edilmesi, zirkonyanın opaklığının kamufle edilebilmesi için zirkonya altyapıların feldspatik veya cam seramik porselenler ile veneerlenmesi gerekmektedir. Ancak zirkonya ve veneer ara yüzeyi bağlantısı tam olarak bilinmemekle birlikte, *chippinge* neden olan, restorasyonun en zayıf bölgesi olarak kabul edilmektedir (Sundh ve ark., 2004). Sistematik bir derlemede zirkonya destekli sabit protezlerin *chipping* sıklığının metal destekli sabit protezlere kıyasla daha sık olduğu gösterilmiştir (Heintze ve Rousson, 2010). Zhang ve arkadaşları monolitik seramiklerin *chipping* ve fleksural dirençlerini inceledikleri bir çalışmada, monolitik zirkonya materyalinin veneerlenmiş zirkonyalara oranla üst seviyede *chipping* ve fleksural kırılma direnci gösterdiğini tespit etmişlerdir (Zhang ve ark., 2013). Tüm bu olumsuzlukları ortadan kaldırabilmek için, homojen yapıda monolitik zirkonya restorasyonlar yüksek bükülme dayanımı, doğal diş renginde üretim yapılabilmesi, konservatif diş preparasyonuna imkan sağlaması ve antagonist aşınmasının az olması gibi avantajları nedeniyle günümüzde tercih edilmektedir (White ve ark., 2005; Park ve ark., 2014; Ozkurt-Kayhan, 2016). Dental restoratif materyallerin fiziksel, yapısal ve kimyasal özellikleri aşınma ve aşındırıcılıkları üzerinde etkili olan faktörlerdendir. Monolitik zirkonya dışında feldspatik seramik ve lityum disilikat seramikler protetik diş hekimliğinde sıkça kullanılmaktadır. Lawson ve arkadaşlarının yaptığı bir in vitro çalışmada, farklı yüzey bitim işlemleri uygulanmış feldspatik seramik, lityum disilikat seramik ve zirkonya materyallerinin mine dokusunda meydana getirdiği aşınma miktarı değerlendirilmiş ve en fazla aşınmaya glazelenmiş feldspatik seramiğin neden olduğu belirtilmiştir (Lawson ve ark., 2014). Bizim yaptığımız çalışmada da monolitik zirkonya ve karşılaştırmak amacıyla da feldspatik porselen tercih edildi.

Literatürde yapılan çalışmalara bakıldığında hazırlanan örneklerin kare, silindir, kübik, küre, hemisfer, disk, konik ve tüberkül formlarında olacak şekilde çeşitlilik gösterdiği görülmektedir (Jung ve ark., 2010; Beuer ve ark., 2012; Mitov ve ark., 2012; Preis ve ark., 2013; Zhang ve ark., 2019; Badr ve ark., 2022; Attia ve ark., 2006; Vardhaman ve ark., 2020). Yapılan çalışmalarda 15 mm (Ghazal ve ark., 2008), 12 mm (Preis ve ark., 2012), 6 mm çaplarında (Zhang ve ark., 2019; Beuer ve ark., 2012); 4 mm (Attia ve ark., 2006; Badr ve ark., 2022), 3 mm (Krejci ve ark., 1999; Kaizer ve ark.), 3.15 mm yarıçaplarında (Vardhaman ve ark., 2020) paslanmaz çelik, seramik ve steatit gibi materyallerden küresel antagonist örnekler hazırlanmıştır. Çalışmamızda, simülasyon cihazının tutucuları içerisine sığacak şekilde, diş tüberkülünü temsilen, karşıt dişlerde noktasal temas oluşturmak amacıyla tepesi 4 mm çapında küresel formu olan 3Y-TZP, 5Y-TZP ve feldspatik porselenden konik örnekler hazırlandı.

Dental materyallerin mekanik özellikleri oral kavitedeki ortam, nem, ısı ve pH değişimi, bakteriyel aktivite, besinler ve materyallere uygulanan çiğneme kuvvetine bağlı olarak değişkenlik gösterebilmektedir. Oral kavitedeki bir restorasyon yaklaşık olarak +16 ila +43° C (en az -12 ° C / en çok +83 ° C) arasında sıcaklık değişimleri geçirmektedir (Chai ve ark., 2000). Rutin fonksiyon ve yutkunma sırasında oluşan ısırma kuvvetleri ise 10 ile 120 N arasında ölçülmektedir. Fizyolojik çiğneme kuvvetleri oral kavitede bölgesel olarak ve kişiden kişiye değişmektedir. Klinik olarak oral kavitede çiğneme kuvvetleri nadiren 49 N’u geçmektedir (Morneburg ve Proschel, 2002; Chitmongkolsuk ve ark., 2002). Dental materyallerin aşınma süreçlerini birebir taklit edebilecek bir laboratuvar mekanizması henüz bulunmamaktadır (Turssi ve Serra, 2003). Ancak pek çok çalışmada güvenilirliği kanıtlanmış SD Mechatronik firmasının Willytech çiğneme cihazı bu standartları sağlamaya en yakın cihaz olarak kabul edilmektedir (Heintze, 2009; Jung ve ark., 2010; Beuer ve ark., 2012; Kim ve ark., 2012; Mitov ve ark., 2012; Preis ve ark., 2012; D’ Archangelo ve ark., 2016; Stawarczyk ve ark., 2016). Çalışmamızda literatürden yola çıkarak Willytech çiğneme cihazını kullandık. Numunelerimize 6 mm dikey, 0,3 mm yatay çift yönlü hareket, 1,3 Hz çiğneme frekasında, 50 N’ luk kuvvet ve 1 yıllık yaşlandırmaya denk gelecek şekilde 240 000 siklusta çiğneme simülasyonu uygulandı. 5- 55° C arasında termal siklus da uygulamaya dahil edildi.

Literatüre bakıldığında aşınma tespiti yükseklik, hacim, alan ölçümleri ile yapılabilmektedir. Aşınma miktarının tespitinde dijital haritalama yöntemi CRA, Minnesota yöntemi, 3D lazer tarama en güvenilir ve doğru sonuçları veren yöntemler olarak

bildirilmiştir. Aşınma boyutlarının, lokasyonunun kesin ve niceliksel olarak belirlenebilmesi, elde edilen bilgilerin arşivlenebilmesi en büyük avantajlarından (De Long, 2006; Al-Omiri ve ark., 2010; Preis ve ark., 2011; Mitov ve ark., 2012; Janjavula ve ark., 2013; Lawson ve ark., 2014). Çalışmamızda SD Mechatronik firmasına ait 3D Laser Scanner ile numunelerimiz çığneme simülasyonu öncesi ve sonrasında tarandı, elde edilen veriler Geomagic Control tasarım programı ile karşılaştırıldı ve aşınma miktarları hacimsel olarak hesaplandı.

Monolitik zirkonya antagonist aşınması açısından değerlendirildiğinde içerik farkları ve yüzeyine uygulanan bitirme işlemlerinin yüzey sertliğine ve pürüzlülüğüne etki ettiği dolaylı olarak antagonist aşınmasının değişkenlik gösterdiği söylenmektedir (Ghazal ve ark., 2009; Alaa ve ark., 2013). Farklı yüzey bitim işlemleri uygulanmış monolitik zirkonya materyalinin mine üzerindeki etkilerinin incelendiği çalışmalarda glazelenmiş yüzeye sahip monolitik zirkonyaların, polisajlanmış yüzeylere göre daha fazla aşınmaya neden olduğu sonucuna varılmıştır (Preis ve ark., 2012; Janjavula ve ark., 2013; Sabrah ve ark., 2013; Park ve ark., 2014; Amer ve ark., 2014; Stawarczyk ve ark., 2016; Rupawala ve ark., 2017). Buna karşın Beuer ve arkadaşları yaptıkları çalışmada glazelenmiş yüzeye sahip monolitik zirkonyanın daha fazla karşıt doku aşındırmasına neden olduğunu belirtmiştir (Beuer ve ark., 2012). Glazelenmiş zirkonya yüzeylerinin üzerindeki glazür tabakası fonksiyona bağlı ortadan kalktığında pürüzlü ve sert zirkonya yüzeyi açığa çıkmaktadır. Bu durum antagonist materyalde yüksek oranda aşınmaya neden olmaktadır (Janjavula ve ark., 2013; Rupawala ve ark., 2017). Ghazal ve arkadaşlarının zirkonyanın yüzey pürüzlülüğünün mine ve kompozit üzerindeki aşındırıcılığını inceledikleri bir çalışmada, zirkonya materyalinde yüzey pürüzlülüğü arttıkça hem kompozit hem minede dikey ve hacimsel olarak aşınmanın arttığını tespit etmişlerdir. Bununla birlikte yüzey pürüzlülüğü artan zirkonyanın mine üzerinde meydana getirdiği aşınmanın, kompozitteki aşınmadan daha fazla olduğunu eklemişlerdir (Ghazal ve ark., 2009). Monolitik zirkonya restorasyonların, mine karşısındaki aşındırıcılığının araştırıldığı sistematik bir derleme ve meta analizde, monolitik zirkonyanın antagonist mine yüzeyinde meydana getirdiği aşınmanın klinik ve istatistiksel olarak kabul edilebilir olduğu ve mekanik olarak polisajlanmış monolitik zirkonyanın feldspatik porselen gibi diğer seramiklere göre daha az aşındırıcı olduğu sonucuna varılmıştır. Mine aşınmasını minimize etmek için yüzey bitim işlemlerinin uygun bir şekilde yapılması gerektiği de eklenmiştir (Aljomard ve ark., 2020). Janjavula ve arkadaşlarının bir çalışmasında veneer seramik ve minede polisajlanmış, glazelenmiş ve polisajlanmış ardından reglazelenmiş

zirkonya materyalinin meydana getirdiği aşınmaya ve yüzey pürüzlüklerine bakılmıştır. Yüzey pürüzlülüğü sırasıyla en çok mine, veneer porselen, polisajlanmış ve reglazelenmiş zirkonya, glazelenmiş zirkonya ve en az olarak da polisajlanmış zirkonyada bulunmuştur. Mine aşınması ise en çok glaze ve polisajlanıp reglaze edilmiş zirkonyada görülürken; en az polisajlanmış zirkonyada görülmüştür (Janjavula ve ark., 2013). Literatürdeki çalışmalarda farklı yttrium içeriğine sahip zirkonya materyallerinin de mekanik özellikleri arasında değişkenlik bulunduğu, dolayısıyla karşıt materyalde meydana getirdikleri aşınma miktarında da değişkenlik olacağı belirtilmektedir (Zhang ve Lawn, 2018; Borrero-Lopez ve ark., 2019; Yang ve ark., 2019; Zhang ve ark., 2019; Vardhaman ve ark., 2020; Solá-Ruiz ve ark., 2021; Badr ve ark., 2022; Rosentritt ve ark., 2022). Bizim de çalışmamızda mine ve dentin üzerindeki aşındırıcılığı araştırmak amacıyla farklı yttrium içeriklerine sahip yüzeyleri önce polisaj sonra glazelenmiş ve sadece mekanik olarak polisajlanmış toplam 4 grup 3Y-TZP ve 5Y-TZP monolitik zirkonya materyali kullanıldı. Çalışmamız sonucunda materyaller arasında aşınma mine ve dentin için sırasıyla en yüksek feldspatik porselen, 3Y-TZP(G), 3Y-TZP(P), 5Y-TZP(G) ve en az 5Y-TZP(P) de olduğu bulundu. Farklı monolitik zirkonya içeriklerinin mekanik özellikleri ve aşındırıcılıklarının değerlendirildiği literatür çalışmalarında 3Y-TZP materyalinin, 5Y-TZP ve *multilayer* zirkonya materyallerinden fazla aşınmaya neden olduğu sonuçlar çoğunluktadır. Bu bağlamda çalışmamızın sonuçları literatüre yakın bulunmuştur.

Mine dokusu histolojik ve bölgesel olarak farklı sertlik değerlerine sahiptir. Tüberkül tepelerindeki mine diğer bölgelere göre daha serttir. Bu bölgedeki prizmalar paralel kuvvetlere karşı dikey kuvvetlerden daha dayanıklıdır (Lucas ve van Casteren, 2015; Rupawala ve ark., 2017). Mine dokusunun mekanik özellikleri; diş seçimi, post erüpsiyon sonrası geçen süre, dişin oluşumu sırasındaki mineral alımı, bireyin flor alımı, mine rodlarının oryantasyonu ve üzerine gelen kuvvetin açısı ile elde edilen mine örneklerinin lokasyonuna göre değişkenlik göstermektedir (Angker ve Swain, 2006; Heintze, 2009). Çalışmamızda monolitik zirkonyanın farklı mekanik özelliklere sahip mine ile dentin üzerindeki etkilerini araştırmak amacıyla gömük molar dişler kullanıldı. Antagonist materyallerimiz molar dişlerin görece en büyük tüberkülleri ile temas ettirildi. Çalışmamızda mine örneklerinde meydana gelen aşınmalar literatüre yakın bulunmuştur. Ancak yukarıda bahsedilen farklılıklardan ötürü çıkan sonuçların değişkenlik gösterebileceği unutulmamalıdır.

Literatüre bakıldığında dentin aşınmasına dair çok fazla in vitro çalışma bulunmamaktadır. Bunun sebepleri içerisinde eşit ve uygun boyutlarda numunelerin elde edilmesinin zorluğu, dentinin mineden pulpaya doğru değişen heterojen yapısı, mineral içeriğindeki farklılıklar, anatomik varyasyonların ve bireysel farklılıkların söz konusu olması, dentin dokusunun ağız ortamında sergilediği tribolojik ve mekanik özelliklerinin ağız ortamı dışarısında değişkenlik göstermesi sayılabilmektedir (Meredith ve ark., 1996; Angker ve ark., 2004a; Bertassoni ve ark., 2009; Lucas ve van Casteren, 2015). Dentin üzerinde yapılan nanoindentasyon çalışmalarında heterojen bir mikroyapıya sahip olmasının, dentinal tübüllerin çap ve oryantasyonlarının, oral kavitedeki nem ve tükürük içeriğinin, dentinin sertlik ve elastik modülüsü üzerinde kritik olarak etkili olduğu bildirilmiştir (Kinney ve ark., 1996; Balooch ve ark., 1998; Marshall ve ark., 2001; Angker ve ark., 2004a, 2004b; Angker ve Swain, 2006; Bertassoni ve ark., 2009; Inoue ve ark., 2009). Ağız ortamında erozyon ve abrazyon/atrizyon birlikte görülmektedir. Dentinin kronik erozyon ve abrazyonu sonucunda mineralden zengin olan dış yüzey hızlıca kaybolmakta ve daha organik içerik ihtiva eden derin dentin ortaya çıkmaktadır. Derin dentinde tübüllerin daha geniş olması, esnekliğin daha fazla olması, yüzeydeki DOM varlığı ve bariyer mekanizmaları sayesinde yıkımın daha kontrollü olduğu ve azaldığı belirtilmektedir (Zheng ve ark., 2003; Ganss ve ark., 2007). Ayrıca pulpaya doğru intertübüler dentinin mineral içeriğinin azalması ile sertlik ve elastik modülüs değerlerinin de azaldığı belirtilmiştir (Kinney ve ark., 1996). Dentindeki eroziv aşınma üzerine *quercetin* etkisinin incelendiği bir çalışmada florürün erozyona karşı dentin üzerindeki etkisinin mineden çok daha belirgin olduğu belirtilmektedir. Florürün dentindeki matriks metalloproteinazları (MMP) inhibe ederek demineralizasyonu yavaşlattığı ve dentine koruma sağladığı düşünülmektedir (Ganss ve ark., 2001; Cvikl ve ark., 2018; Jiang ve ark., 2020;) Bir başka düşünce oral kavitede tükürük ve dentinde bulunan MMP 2-8-9' un erozyon gibi bir aşınma ile ekspoz olmasının dentin aşınmasını arttırıcı etkisi olduğu yönündedir (Sulkala ve ark., 2007; Lu ve ark., 2011). Diğer yandan demineralizasyon sırasında dentin üzerinde oluşan demineralize organik matrisin (DOM) yüzey dentinini devam eden erozyon ve abrazyona karşı koruduğu düşünülmektedir (Ganss ve ark., 2007; Kato ve ark., 2010). Sonuç olarak dentinin dış yüzeyinde daha yüksek bir elastik modülüs ve sertlik söz konusudur (Angker ve Swain, 2006). Çalışmamızda dentinde meydana gelen aşınma sırasıyla en yüksek feldspatik porselen, 3Y-TZP(G), 3Y-TZP(P), 5Y-TZP(G) ve en az 5Y-TZP(P) de olduğu bulundu.

Diş mine ve dentin dokusunun mekanik özelliklerinin araştırıldığı çalışmalarda hem mine hem dentinin dış yüzeylerinde daha sert oldukları belirtilmektedir. Ancak kronun farklı bölgelerinde mekanik özellikleri değişmektedir. Mine ve dentine gelen kuvvetler mine rodlarına ve dentin tübüllerine paralel geldiğinde dik gelmesine kıyasla her iki dokuda da daha yüksek mekanik özellikler gözlemlenmektedir (Poolthong ve ark., 1998; Ryou ve ark., 2012). Bazı araştırmacılar yaptıkları nanoindentasyon çalışmalarında diş dokusunda oluşan ve sürme sonrasında olgunlaşma sürecine kadar ağızda bulunan primer minenin sertliğinin küçük bir farkla daha yüksek olduğunu belirtmektedir (Mahoney ve ark., 2000). Ancak primer ve olgun minenin mekanik özelliklerini karşılaştıran yeterli veri bulunmamasına rağmen primer minenin daha düşük mekanik özellikleri olduğunu ve erozyon abrazyon gibi doku kayıplarına daha yatkın olduğunu savunan çalışmalar çoğunluktadır (Hunter ve ark., 2000; Lussi ve ark., 2000; Lippert ve ark., 2004; Angker ve Swain, 2006). Dentin dokusunun mekanik özellikleri de mineye benzer şekilde; daimi diş ya da süt dişi olmasına, dentin tübüllerinin çap ve oryantasyonuna, diş yaşına, test edilen dentinin derinliğine ayrıca dentinin hidrate veya dehidrate olmasına bağlı olarak değişkenlik göstermektedir (Angker ve ark., 2004b; Marshall ve ark., 2001). Özellikle dentin örnekleri için saklama ortamı da mekanik özellikler üzerinde etkili bulunmuştur. Bu sebeple örnek hazırlıklarının test işlemlerinin hemen öncesinde yapılması önerilmektedir (Marshall ve ark., 2001; Angker ve ark., 2004b; Bertassoni ve ark., 2009). Çalışmamız sonucunda dentin dokusunda meydana gelen aşınma mineye yakın ve daha az bulunmuştur. Yukarıda bahsedilen mekanik, biyolojik ve fizyolojik özellikler nedeniyle sonuçlarımızın bu doğrultuda çıktığı düşünülmektedir. Çalışmamızda klinik ortam ve oral kavite şartları olabildiğince yansıtılmaya çalışılmasına rağmen, bireysel farklılıklar, diş dokularındaki anatomik varyasyonlar, tükürük, ortam pH'sı, kimyasal ve mikrobiyolojik etkenler, gerçek ortamın yansıtılmasını engellemektedir. Bu nedenle, farklı yttrium içerikli monolitik zirkonya materyallerinin aşındırıcılıklarının uzun dönem klinik kullanım ile in vivo şartlarda araştırılması gerekmektedir.

8. SONUÇ

Çalışmamızda diş hekimliğinde protetik restoratif materyaller içerisinde son yıllarda kullanımı oldukça artmakta olan, %3 ve %5 mol yttrium içeren monolitik zirkonya materyalinin, antagonistindeki doğal diş mine ve açığa çıkmış dentin dokusu üzerindeki aşındırıcılığını in vitro olarak incelemeyi amaçladık. Karşıt doğal diş dokusunun devamlılığı açısından protetik restorasyon materyali seçiminde çalışmamız kapsamındaki materyallerden hangisinin daha sağlıklı olacağı ile ilgili aşağıdaki sonuçlar el edildi.

- Bulgularımız doğrultusunda ağız içerisinde kullanılacak restoratif materyallerin mekanik polisaja tabii tutulmasının antagonist mine ve dentin dokularının aşınması açısından daha sağlıklı olacağı sonucuna varılmıştır.
- 5Y-TZP tüm materyallerden daha az aşınmaya neden olduğu için klinik uygulamada kullanımının mine ve dentin açısından uygun olacağı öngörülmektedir.

9. KAYNAKÇA

1. Adabo, G.L., dos Santos Cruz, C.A., Fonseca, R.G., Vaz, L.G. (2003). The volumetric fraction of inorganic particles and the flexural strength of composites for posterior teeth. *Journal of Dentistry*, 31, 353-359.
2. Aksoy, G., Polat, H., Polat, M., Coskun, G. (2006). Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces. *Colloids and surfaces B: Biointerfaces*, 53(2), 254-259.
3. Alaa, H.A., Sabrah, N. (2013). Blaine Cook, Palika Luangruangrong, Anderson T. Hara, Marco C. Bottino. Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. *Dental Materials*, 29, 666-673.
4. Al-Amleh, B., Lyons, K., Swain, M. (2010). Clinical Trials in Zirconia: A systematic Review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37, 641-652.
5. Alemzadeh, K., Raabe, D. (2007). Prototyping artificial jaws for the Bristol Dento-Munch Robo-Simulator. 'A parallel robot to test dental components and materials'. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.*, 14, 53-56.
6. 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*, 34, 473-489.
7. Al-Omiri, M.K., Harb, R., Abu Hammad, O.A., Lamey, P.J., Lynch, E., Clifford, T.J. (2010). Quantification tooth wear: Conventional vs new method using toolmakers microscope and a three-dimensional measuring technique. *Journal of Dentistry*, 38(7), 560-568.
8. Amer, R., Kurklu, D., Kateeb, E., Seghi, R.R. (2014). Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing and glazing treatments. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112, 1151-1155.
9. Angker, L., Nockolds, C., Swain, M.V., Kilpatrick, N. (2004a). Correlating the mechanical properties to the mineral content of carious dentine – a comparative study using an ultra-micro indentation system (UMIS) and SEM-BSE signals. *Archives of Oral Biology*, 45(5), 369-378.
10. Angker, L., Nijhof, N., Swain, M.V., Kilpatrick N.M. (2004b). Influence of hydration and mechanical characterization of carious primary dentine using an ultra-micro indentation system (UMIS). *European Journal of Oral Sciences*, 112(3), 231-236.

11. Angker, L., Swain, M.V. (2006). Nanoindentation: Application to dental hard tissue investigations. *Journal of Materials Research*, 21(8), 1893-1905.
12. Anusavice, K.J., Shen, C., Rawls, H.R. (2013). *Philips' Science of Dental Materials* (12. Baskı). St.Louis, Missouri: Saunders, Elsevier Inc.
13. Anusavice, K.J., Brantley, W.A. (2003). *Phillip's Science of Dental Materials* (11. Baskı). St.Louis, Missouri: Elsevier Science(USA).
14. Attia, A., Abdelaziz, M.K., Freitag, S., Kern, M. (2006). Fracture load of composite resin and feldspatic all-ceramic CAD/CAM crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(2), 117-123.
15. Bachhav, V.C., Aras, M.A. (2011). Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. *Quintessence International*, 42, 173–182.
16. Badr, Z., Culp, L., Duqum, I., Lim, C.H., Zhang, Yu., Sulaiman, T.A. (2022). Survivability and fracture resistance of monolithic and multi-yttria-layered zirconia crowns as a function of yttria content: A mastication simulation study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34, 633-640.
17. Balooch, M., Wu-Magidi, I.C., Lundquist, A.S., Balazs, M., Marshall, S.J., Marshall, G.W., Seikhaus, W.J., Kinney, J.H. (1998). Viscoelastic properties of demineralized dentin in water with AFM-based indentation. *Journal of Biomedical Materials Research*, 40, 539-544.
18. Bangerter, V., Christensen, R., Christensen, G. (1987). Method for determination of in vivo wear. *Journal of Dental Research*, 66, 126.
19. Baran, G., Boberick, K., McCool, J. (2001). Fatigue of restorative materials. Critical reviews in oral biology and medicine. *International and American Associations for Dental Research*, 12, 350-360.
20. Başer, R. (2014). Translucent zirkonya materyalinden hazırlanan restorasyonlar ile diş minesinin aşınma etkileşimlerinin profilometre ile incelenmesi (Doktora tezi). Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
21. Bertassoni, L.E., Habelitz, S., Kinney, J.H., Marshall, S.J., Marshall, G.W. (2009). Biomechanical perspective on the remineralization of dentin. *Caries Research*, 43(1), 70-77.
22. Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gueth, J.F., Edelhoff, D., Naumann, M. (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials*, 28, 449–456.
23. Bishop, K., Kelleher, M., Briggs, P., Joshi, R. (1997). Wear now? An update on the etiology of tooth wear. *Quintessence International*, 28, 305-313.
24. 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*. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.01.009>

- 25.** Carames, J., Suinaga, T.L., Yu, Y.C., Perez, A., Kang, M. (2015). Clinical Advantages and Limitations of Monolithic Zirconia Restorations Full Arch Implant Supported Reconstruction: Case Series. *International Journal of Dentistry*, 1, 1-7.
- 26.** Chai, J., Takahashi, Y., Sulaiman, F., Chong, K., Lautenschlager, E. (2000). Probability of fracture of all ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 13, 420-424.
- 27.** Chevalier, J., Olagron, C., Fantozzi, G. (1999). Subcritical Crack Growth in 3Y-TZP Ceramics: Static and Cyclic Fatigue. *Journal of American Ceramic Society*, 82, 3129-3138.
- 28.** Chevalier, J., Cales, B., Drouin, J.M. (1999). Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 82, 2150-2154.
- 29.** Chitmongkolsuk, S., Heydecke, G., Stappert, C., Strub, J.R. (2002). Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *European Journal of Prosthetic and Restorative Dentistry*, 10, 15-22.
- 30.** Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J.P., Peille, C.N. (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, 23, 45-61.
- 31.** Chu, F., Frankel, N., Smales, R.J. (2000). Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished and reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha porcelain laminates. *International Journal of Prosthodontics*, 13(1).
- 32.** Condon, J, Ferracane, J. (1996). Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. *Dental Materials*, 12, 218-226.
- 33.** Correr, G.M., Alonso, R.C.B., Sobrinho, L.C., Puppim-Rontani, R.M., Ferrance, J.L. (2006). In vitro wear of resin based materials-simultaneous corrosive and abrasive wear. *Journal of Biomedical Materials Research Part B*, 78, 105-114.
- 34.** Cvikl, B., Lussi, A., Carvalho, T.S., Moritz, A., Gruber, R. (2018). Stannous chloride and stannous fluoride are inhibitors of matrix metalloproteinases. *Journal of Dentistry*, 78, 51-58.
- 35.** Czichos, H. (1986). *Friction and wear of polymer composites* (1. Baskı). Friedrich, K. (Ed) Amsterdam: Elsevier.
- 36.** Dahl, B.L., Krogstad, O., Karlsen, K. (1975). An alternative treatment in cases with advanced localized attrition. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2(3), 209-214.
- 37.** D'Archangelo, C., Vanini, L., Rondoni, G.D., De Angelis, F. (2016). Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(3), 350-355.
- 38.** De Gee, A.J., Pallav, P. (1994). Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *Journal of Dentistry*, 22(1), 21-27.

39. De Kok, P., Kleverlaan, C.J., De Jager, N., Kuijs, R., Feilzer, A.J. (2015). Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(1), 59-66.
40. De Long, R. (2006). Intra-oral restorative materials wear: Rethinking the current approaches: How to measure wear. *Dental Materials*, 22(8), 702-711.
41. De Long, 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.
42. De Long, R., Douglas, W.H. (1991). An Artificial Oral Environment for Testing Dental Materials. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 38(4), 339-345.
43. Denry I., Kelly J.R. (2008). State of the Art of Zirconia for Dental Applications. *Dental Materials*, 24(3), 299-307.
44. Verschleiss - Begriffe, Systemanalyse von Verschleissvorgängen, Gliederung des Verschleissgebietes (DIN 50320). Berlin: Beuth, 1979). <https://www.beuth.de/de/norm/din-50320/1647273>
45. Dong, J., Luthy, H., Wohlwend, A., Shärer, P. (1992). Heat-pressed ceramics: Technology and strength. *International Journal of Prosthodontics*, 5, 9-16.
46. Etman, M.K., Woolford, M., Dunne, S. (2008). Quantitative measurement of tooth and ceramic wear: In vitro study. *International Journal of Prosthodontics*, 21, 245-252.
47. Freedman, G.A. (2011). *Contemporary Esthetic Dentistry* (1.Baskı). Elsevier Inc.
48. Flinn, B.D., de Groot, D.A., Mancl, L.A., Raigrodski, A.J. (2012). Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 108, 223-230.
49. Folwaczny, M., Mehl, A., Kunzelmann, K., Hickel, R. (2000). Determination of changes on tooth-colored cervical restorations in vivo using a three-dimensional laser scanning device. *European Journal of Oral Sciences*, 108, 233-238.
50. Gale, M.S., Darvell, B.W. (1999) Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89-99.
51. Ganss, C., Klimek, J., Giese, K. (2001). Dental erosion in children and adolescents; a cross-sectional and longitudinal investigation using study models. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 29(4), 264-271.
52. Ganss, C., Klimek, J., Schäffer, U., Spall, T. (2001). Effectiveness of two fluoridation measures on erosion progression in human enamel and dentine in vitro. *Caries Research*, 35(5), 325-330.
53. Ganss, C., Schlueter, N., Hardt, M., von Hinckeldey, J., Klimek, J. (2007). Effects of toothbrushing on eroded dentine. *European Journal of Oral Sciences*, 115, 390-396.

54. Garvie, R.C., Nicholson, P.S. (1972). Structure and thermomechanical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO₂ system. *Journal of American Ceramic Society*, 55, 152-157.
55. Garvie, R.C., Hannink, R.H.J., Pascoe, R.T. (1975). Ceramic steel? *Nature Journal*, 258, 703-704.
56. Ghazal, M., Kern, M. (2009). The influence of antagonistic surface roughness on the wear of human enamel and nanofilled composite resin artificial teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(5), 342-349.
57. Ghavamnasiri, M., Abedini, S., Tazangi M.A. (2007). Effect of different time periods of vital bleaching on flexural strength of the bovine enamel and dentin complex. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 8, 21-28.
58. Gibbs, C.H., Lundeen, H.C., Mahan, P.E., Fujimoto, J. (1981). Chewing movements in relation to border movements at the first molar. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 46, 308-322.
59. Griffin, J.D. (2013). Tooth in a bag. Same day monolithic zirconia crown. *Dentistry Today*, 32(1), 124-131.
60. Grippo, J.O. (1991). Abfractions: A new classification of hard tissue lesions of teeth. *Journal of Esthetic Dentistry*, 3(1), 14-19.
61. Guess, P.C., Bonfante, E.A., Coelho, P., Ferencz, J.L., Silva, N.R. (2011). All ceramic systems: Laboratory and Clinical Performance. *Dental Clinics of North America*, 55, 333-352.
62. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S.P., Swain, M.V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a Selection of All-ceramic Materials. Part II. Zirconia-based Dental Ceramics. *Dental Materials*, 20, 449-56.
63. Gwinnett, A.J. (1992). Structure and composition of enamel. *Operative Dentistry*, 17(5), 10-17.
64. Habelitz, S., Marshall, S.J., Marshall, G.W.Jr., Balooch, M. (2001). The functional width of the dentino-enamel junction determined by AFM-based nanoscratching. *Journal of Structural Biology*, 135, 294-301.
65. Habelitz, S., Marshall, S.J., Marshall, G.W., Balooch, M. (2001). Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Archives of Oral Biology*, 46, 173-183.
66. Hamza, T.A., Sherif, R.M. (2017). In vitro evaluation of marginal discrepancy of monolithic zirconia restorations fabricated with different CAD/CAM systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(6), 762-766.
67. Hara, A.T., Pimenta, L.A.F., Rodrigues, A.L. (2001). Influence of cross-head speed on resin dentin shear bond strength. *Dental Materials*, 17, 165-169.

- 68.** Hattab, F.N., Yassin, O.M. (2003). Etiology and diagnosis of tooth wear: A literature review and presentation of selected cases. *The Internal Journal of Prosthodontics*, 13(2), 101-107.
- 69.** Hayashi, K., Matsuguchi, N., Uenoyama, K., Sugoka, Y. (1992). Reevaluation of the biocompatibility of bioinert ceramics in vivo. *Biomaterials*, 13, 195-200.
- 70.** Hayashi, M., Koychev, E.V., Okamura, K., Sugeta, A., Hongo, C., Okuyama, K., Ebisu, S. (2008). Heat treatment strengthens human dentin. *Journal of Dental Research*, 87, 762-766.
- 71.** Hefferren, J. (1976). A laboratory method for assessment of dentifrice abrasivity. *Journal of Dental Research*, 55, 228-235.
- 72.** Heather, J.C., Wook-jin, S., Igor, J.P. (2007). Current Ceramic Materials and Systems with Clinical Recommendations: A systematim Review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98, 389-404.
- 73.** Heintze, S.D., Barkmeier, W.W., Latta, M.A., Rousson, V. (2011). Round robin test: Wear of nine dental restorative materials in six different wear simulators- Supplement to the round robin test of 2005. *Dental Materials*, 27(2), e1-9.
- 74.** Heintze, S.D., Cavalleri, A., Forjanic, M., Zellweger, G., Rousson, V. (2006). A comparison of three different methods fort he quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dental Materials*, 22(11), 1051-1062.
- 75.** Heintze, S.D. (2006). How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials*, 22, 712-734.
- 76.** Heintze, S.D. (2009). Predictability of Clinical Wear by Laboratory Wear Methods for the Evaluation of Dental Restorastive Materials (PhD thesis). University Medical Center Groningen, Center for Dentistry and Oral Hygiene, University of Groningen, Groningen.
- 77.** Heintze, S., Rousson, V. (2010). Survival of Zirconia- and Metal-Supported Fixed Dental Prostheses: ASystematic Review. *The International Journal of Prosthodontics*, 23, 493-502.
- 78.** Helmer, J.D., Driskell, T.D. (1969) Research on bioceramics. *Symposium on use of ceramics as surgical implants*. Clemson University, South Carolina, USA.
- 79.** Hmaidouch, R., Müller, W.D., Lauer, H.C., Weigl, P. (2014). Surface roughness of zirconia for full-contour crowns after clinically simulated grinding and polishing. *International Journal of Oral Sciences*, 6, 241-246.
- 80.** Holbrook, W.P., Furuholm, J., Gudmundsson, K., Theodórs, A., Meurmann, J.H. (2009). Gastric reflux is a signifi causative factor of tooth erosion. *Journal of Dental Research*, 88(5), 422-426.
- 81.** Huang, H. (2003). Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Materials Science and Engineering*, 345, 155-163.

- 82.** Huh, Y-H., Yang, E-C., Park, C-J., Cho, L-R. (2018). In vitro evaluation of the polishing effect and optical properties of monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(6), 994-999.
- 83.** Hunter J. (1978). *The Natural History of Human Teeth. Explaining Their Structure, Use, Formation, Growth and Diseases* (1. Baskı), London: J Johnson.
- 84.** Hunter, M.L., West, N.X., Hughes, J.A., Newcombe, R.G., Addy, M. (2000). Relative susceptibility of deciduous and permanent dental hard tissues to erosion by a low pH fruit drink in vitro. *Journal of Dentistry*, 28, 265.
- 85.** Ilie, N., Hilton, T.J., Heintze, S., Hickel, R., Watts, D.C., Silikas, N. (2017). Academy of dental materials guidance – Resin composites: Part I – Mechanical properties. *Dental Materials*, 33(8), 880-894.
- 86.** Inoue, T., Saito, M., Yamamoto, M., Debari, K., Kou, K. Nishimura, F., Miyazaki, T. (2009). Comparison of nanohardness between coronal and radicular intertubular dentin. *Dental Materials Journal*, 28(3), 295-300.
- 87.** ISO Standard 13356:2015. Implants for surgery –Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP).
- 88.** ISO. Standard 14569-2:2001. Dental Materials - Guidance on testing of wear. Part 2: Wear by two- and/or three-body contact.
- 89.** İşeri, U., Özkurt, Z., Yalınz, A., Kazazoğlu, E. (2012). Comparison of different grinding procedures on the flexural strength of zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107, 309-315.
- 90.** Janyavula, S., Lawson, N., Cakir, D., Beck, P., Ramp, L.C., Burgess, J.O. (2013). The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109, 22–29.
- 91.** Jefferies, S.R. (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: A State-of-the-art review. *Dental Clinics of North America*, 51, 379-397.
- 92.** Jiang, L., Liao, Y., Wan, Q., Li, W. (2011). Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 22, 2429-2435.
- 93.** Jiang, N-W., Hong, D-W., Attin, T., Cheng, H., Yu, H. (2020). Quercetin reduces erosive dentin wear: Evidence from laboratory and clinical studies. *Dental Materials*, 36(11), 1430-1436.
- 94.** Johansson, A.K., Lingstrom, P., Birkhed, D. (2002). Comparison of factors potentially related to the occurrence of dental erosion in high- and low- erosion groups. *European Journal of Oral Sciences*, 110, 204-211.

95. Johansson, A.K., Omar, R., Carlsson, G.E., Johansson, A. (2012). Dental erosion and its growing importance in clinical practice: From past to present. *International Journal of Dentistry*. DOI: [10.1155/2012/632907](https://doi.org/10.1155/2012/632907)
96. Jung, Y., Lee, J., Choi, Y., Ahn, J., Shin, S., Huh, J. (2010). A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental health. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 2, 111-115.
97. Kadokawa, A, Suzuki, S, Tanaka, T. (2006). Wear evaluation of porcelain opposing gold, composite resin, and enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(4), 258-265.
98. Kaidonis, J.A., Richards, L.C., Townsend, G.C., Tansley, G.D. (1998). Wear of human enamel: A quantitative in vitro assessment. *Journal of Dental Research*, 77, 1983-1990.
99. Kaidonis, J.A. (2008). Tooth wear: The view of the anthropologist. *Clinical Oral Investigations*, 12(1), 21-26.
100. Kale, E., Şeker, E., Yılmaz, B., Özçelik, T.B. (2016). Effect of cement space on the marginal fit of CAD/CAM-fabricated monolithic zirconia crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(6), 890-895.
101. Kar, S. Sarkar, S, Mukherjee, A. (2014). Prevalence of dental attrition in in vitro fertilization children of West Bengal. *Journal of Human Reproductive Sciences*, 7(1), 34-40.
102. Karan, K., Yao, X., Xu, C., Wang, Y. (2009). Chemical profile of the dentin substrate in non-carious lesions. *Dental Materials* 2009, 25(10), 1205-1212.
103. Kato, K., Adachi, K. (1995). *Modern Tribology Handbook* (2. Baskı), Oxford: Butterworth-Heinemann.
104. Kato, M.T., Leite, A.L., Hannas, A.R., Buzalaf, M.A.R. (2010). Gels containing MMP inhibitors prevent dental erosion in situ. *Journal of Dental Research*, 89(5), 468-472.
105. Keith, O., Kusy, R.P., Whitley, J.Q. (1994). Zirconia brackets: An evaluation of morphology and coefficients of friction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 106, 605-614.
106. Kelly, J.R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, 48, 513-30.
107. Kelly, J.R., Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56(1), 84-96.
108. Khayat, W., Chebib, N., Finkelman, M., Khayat, S., Ali, A. (2018). Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119, 626-631.
109. Kim, M.J., Oh, S.H., Kim, J.H., Ju, S.W., Seo, D.G., Jun, S.H. (2012). Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *Journal of Dentistry*, 40, 979-988.

- 110.** Kim, H.Y., Kim, S.H., Lee, J.B., Han, J.S., Yeo, I.S. (2013). Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 5, 296-304.
- 111.** Kim, H.K., Kim, S.H. (2015). Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dental Materials*, 30, 229-237.
- 112.** Kinney, J.H., Malooc, M., Marshall, S.J., Marshall, G.W., Weihs, T.P. (1996). Hardness and young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. *Archives of Oral Biology*, 41(1), 9-13.
- 113.** Kitasako, Y., Sasaki, Y., Takagaki, T., Sadr, A., Tagami, J. (2015). Age-specific prevalence of erosive tooth wear by acidic diet and gastroesophageal reflux in Japan. *Journal of Dentistry*, 43(4), 418-423.
- 114.** Knobloch, L.A., Kerby, R.E., Clelland, N., Lee, J. (2004). Hardness and degree of conversion of posterior packable composites. *Operative Dentistry*, 29, 642-649.
- 115.** Komine, F., Blatz, M.B., Matsumura, H. (2010). Current status of zirconia-based fixed restorations. *The Journal of Oral Science*, 52, 531-539.
- 116.** Kontos, L., Schille, C., Schweizer, E., Geis-Gerstorfer, J. (2013). Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71, 482-487.
- 117.** Kosmač, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., Marion, L. (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials*, 15, 426-433.
- 118.** Krejci, P., Albert, P., Lutz, F. (1999). The influence of antagonist standardization on wear. *Journal of Dental Research*, 78(2), 713-719.
- 119.** Krogh-Poulsen, W., Carlsen, O.R. (1979). *Bild funktion/Bett fysiologi*. Munksgaard, Kobenhavn, Denmark,
- 120.** Lai, X., Si, W., Jiang, D., Sun, T. Shao, L., Deng, B. (2017). Effect of small-grit grinding and glazing on mechanical behaviors and ageing resistance of a super-translucent dental zirconia. *Journal of Dentistry*, 66, 23-31.
- 121.** Lambrechts, P., Debels, E., Van Landuyt, K., Peumans, M., Van Meerbeek, B. (2006). How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dental Materials*, 22(8), 693-700.
- 122.** Lameira, D.P., Buarque e Silva, W.A., Andrade e Silva, F., De Souza, G.M. (2015). Fracture strength of aged monolithic and bilayered zirconia-based crowns. *Biomed Research International*. doi:10.1155/2015/418641.
- 123.** 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.

- 124.** Lee, K.R., Choe, H.C., Heo, Y.R., Lee, J.J., Son, M.K. (2016). Effect of different grinding burs on the physical properties of zirconia. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8, 137-143.
- 125.** Levrini, L., Benedetto, G.D., Raspanti, M. (2014). Dental Wear: A Scanning Electron Microscope Study. *BioMed Research International*. doi: 10.1155/2014/340425.
- 126.** Lippert, F., Parker, D.M., Jandt, K.D. (2004). Susceptibility of deciduous and permanent enamel to dietary acid-induced erosion studied with atomic force microscopy nanoindentation. *European Journal of Oral Sciences*, 112, 61.
- 127.** Lohbauer, U., Reich, S. (2017). Antagonist Wear of Monolithic Zirconia Crowns After 2 Years. *Clinical Oral Investigations*, 21(4), 1165-1172.
- 128.** Lu, P., Takai, K., Weaver, V.M., Werb, Z. (2011). Extracellular matrix degradation and remodelling in development and disease. *Cold Spring Harbor Perspectives in Biology*. doi: 10.1101/cshperspect.a005058.
- 129.** Lucas, P.W., van Casteren, Adam. (2015). The wear and tear of teeth. *Medical Principles and Practice*, 24(1), 3-13.
- 130.** Lughì, V., Sergo, V. (2010). Low temperature degradation -aging- of zirconia: a critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*, 26, 807-820.
- 131.** Lussi, A., Kohler, N., Zero, D., Schaffner, M., Megert, D. (2000). A comparison of the erosive potential of different beverages in primary and permanent teeth using an in vitro model. *European Journal of Oral Sciences*, 108, 110.
- 132.** Lussi, A., Jaeggi, T., Schaffner, M. (2004a). Prevention and minimally invasive treatment of erosions. *Oral Health & Preventive Dentistry*, 2, 321-325.
- 133.** Lussi, A., Jaeggi, T., Zero, D. (2004b). The role of diet in the aetiology of dental erosion. *Caries Research*, 38(1), 34-44.
- 134.** Lussi, A., Jaeggi, T. (2006). Dental erosion in children. *Monographs in Oral Science*, 20, 140-151.
- 135.** Luthardt, R.G., Sandkuhl, O., Reitz, B. (1999). Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 7, 113-119.
- 136.** Luthardt, R.G., Holzhüter, M.S., Rudolph, H., Herold, V., Walter, M.H. (2004). CAD/CAM machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental materials*, 20, 655-662.
- 137.** Madfa, A.A., Al-Sanabani, F.A., Al-Qudami, N.H., Al-Sanabani, J.S., Amran, A.G. (2014). Use of Zirconia in Dentistry: An Overview. *The Open Biomaterials Journal*, 5, 1-9.
- 138.** Magne, P., Oh, W.S., Pintado, M.R., DeLong, R. (1999). Wear of enamel and veneering ceramics after laboratory and chairside finishing procedures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 82, 669-679.

- 139.** Mahoney, E., Holt, A., Swain M.V., Kilpatrick, N. (2000). The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: An ultra-micro-indentation study. *Journal of Dentistry*, 28, 589.
- 140.** 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, 141-148.
- 141.** Manicone, P.F., Iommetti, P.R., Raffaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, 35, 819–826.
- 142.** Marchack, B.W., Sato, S., Marchack, C.B., White, S.N. (2011). Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 106, 145–152.
- 143.** Marshall, G.W. (1993). Dentin: Microstructure and characterization. *Quintessence International*, 24, 606-617.
- 144.** Marshall, G.W., Habelitz, S., Gallagher, R., Balooch, M., Balooch, G., Marshall, S.J. (2001). Nanomechanical properties of hydrated carious human dentin. *Journal of Dental Research*, 80(8), 1768-1771.
- 145.** McCabe, J.F. (1999). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi* (7.Baskı). İstanbul; İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi.
- 146.** Mehl, A., Gloger, W., Kunzelmann, K.H. Hickel, R. (1997). A new optical 3-D device for the detection of wear. *Journal of Dental Research*, 76, 1799-1807.
- 147.** Meredith, N., Sherriff, D., Setchell, D.J., Swanson, S.A.V. (1996). Measurement of the microhardness and Young's modulus of human enamel and dentine using an indentation technique. *Archives of Oral Biology*, 41(6), 539-545.
- 148.** Meshramkar, R., Lekha, K., Nadiger, R. (2012). Tooth wear, etiology, diagnosis and its management in elderly: A literature review. *Internal Journal of Protoshodontics and Restorative Dentistry*, 2(1), 38-41.
- 149.** Meurman, J.H., Murtomaa, H. (1986). Erosion due to vitamin C tablets. *Tandläkartidningen*, 78(10), 541-544.
- 150.** Meyenberg, K.H., Lüthy, H., Schärer, P. (1995). Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *Journal of Esthetic Dentistry*, 7, 73-80.
- 151.** 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*, 28, 909–918.
- 152.** Mohammadi-Bassir, M., Babasafari, M., Rezvani, M.B., Jamshidian, M. (2017). Effect of coarse grinding, overglazing and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118, 658-665.

- 153.** Molin, M.K., Karlsson, S.L. (2008). Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *The International Journal of Prosthodontics*, 21, 223–227.
- 154.** Morneburg, T.R., Proschel, P.A. (2002). Measurement of masticatory forces and implant loads: A methodologic clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 15, 223-227.
- 155.** Muller-Bolla, M., Courson, F., Smail-Faugeron, V., Bernardin, T., Lupi-Pégurier, L. (2015). Dental erosion in French adolescents. *BMC Oral Health*, 15(2), 111-118.
- 156.** Nascimento, M.M., Dilbone, D.A., Pereira, P.N., Duarte, W.R., Geraldeli, S., Delgado, A.J. (2016). Abfraction lesions: Etiology, diagnosis and treatment options. *Clinical Cosmetic and Investigational Dentistry*, 8, 79-87.
- 157.** Naylor, W.P., King, A.H. (2009). *Introduction to Metal-Ceramic Technology* (2.Baskı). Chicago: Quintessence Publishing Company.
- 158.** Naz, F., Khan, A.S., Kader, M.A., Al-Gelban, L., Mousa, N., Asiri, R., Hakeem, A. (2021). Comparative evaluation of mechanical and physical properties of a new bulk-fill alkasite with conventional restorative materials. *Saudi Dental Journal*, 33, 666-673.
- 159.** Nguyen, C., Ranjitkar, S., Kaidonis, J.A., Townsend, G.C. (2008). A Qualitative Assessment of Non-carious Cervical Lesions in Extracted Human Teeth. *Australian Dental Journal*, 53(1), 46-51.
- 160.** O'Brien, W.J. (2002). *Dental materials and their selection* (3. Baskı). Chicago: Quintessence Publishing Company.
- 161.** Oh, W.S., DeLong, R., Anusavice, K.J. (2002). Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 101, 342-349.
- 162.** Ozkurt-Kayhan, Z. (2016). Monolithic Zirconia: A review of the literature. *Biomedical Research*, 27(4), 1427-1436.
- 163.** Park, J.H., Park, S., Lee, K., Yun, K.D., Lim, H.P. (2014). Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 111, 20-29.
- 164.** Pereira, G., Silvestri, T., Camargo, R., Rippe, M., Amaral, M., Kleverlaan, C., Valandro, L. (2016). Mechanical behavior of a Y-TZP ceramic for monolithic restorations: Effect of grinding and low-temperature aging. *Materials Science and Engineering*, 63, 70-77.
- 165.** Perry, R., Kugel, G., Kunzelmann, K., Flessa, H.P., Estafan, D. (2000). Composite restoration wear analysis: Conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer. *The Journal of the American Dental Association*, 131(10), 1472-1477.
- 166.** Peşkersoy, C. (2013). Sağlıklı ve çürük diş dokuları ile estetik restoratif materyallerin, mekanik özelliklerinin nanoindentasyon yöntemiyle karşılaştırılması (Doktora Tezi). Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.

- 167.** Piconi, C., Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial: A review. *Biomaterials*, 20, 1-25.
- 168.** Poolthong, S., Swain, M.V., Sumii, T., Mori, T. (1998). Effect of tubule orientation on some mechanical properties of dentine. *Journal of Dental Research*, 77, 847.
- 169.** Preis, V., Behr, M., Kolbeck, C., Hahnel, S., Handel, G., Rosentritt, M. (2011). Wear Performance of Substructure Ceramics and Veneering Porcelains. *Dental Materials*, 27, 796-804.
- 170.** Preis, V., Behr, M., Handel, G., Schneider-Feyrer, S., Hahnel, S., Rosentritt, M. (2012). Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 10, 13–22.
- 171.** Preis, V., Behr, M., Hahnel, S., Handel, G., Rosentritt, M. (2012). In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations. *Journal of Dentistry*, 40, 393-405.
- 172.** Preis, V., Weiser, F., Handel, G., Rosentritt, M. (2013). Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence International*, 44(5), 393-405.
- 173.**
- 174.** Pröbster, L., Kern, M. (2012). ZrO₂ monoliths – a fascinating alternative? The trend towards fully anatomical oxide ceramic crowns. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 67, 777–782.
- 175.** Raawls, H.R., Esquivel-Upshaw, J.F. (2003). Restorative resins. Anusavice, K.J. (Ed) *Phillip's Science of Dental Materials*. St.Louis: Saunders, Elsevier.
- 176.** Raigrodski, A.J., Chiche, G.J. (2001). The Safety and Efficiency of Anterior Ceramic Fixed Partial Dentures: A Review of the Literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86, 520-525.
- 177.** Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary Materials and Technologis for All-ceramic Fixed Partial Dentures: A Review of the Literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92, 557-562.
- 178.** Raigrodski, A.J., Hillstead, M.B., Meng, G.K., Chung, K.H. (2012). Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 107, 170–177.
- 179.** Raigrodski, A.J., Yu, A., Chiche, G.J., Hochstedler, J.L., Mancl, L.A., Mohamed, S.E. (2012). Clinical efficacy of veneered zirconium dioxide-based posterior partial fixed dental prostheses: five-year results. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 108, 214–222.
- 180.** Robb, N.D. (1992). Epidemiological Study of Tooth Wear (Doktora tezi). University of London, London, UK.

- 181.** Rodrigues,, R.F., Ramos, C.M., Francisconi, P.A.S., Borges, A.F.S. (2015). The shear bond strength of self-adhesive resin cements to dentin and enamel: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(3), 220-227.
- 182.** Rosentritt, M., Preis, V., Behr, M., Hahnel, S., Handel, G., Kolbeck, C. (2012). Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics. *Clinical Oral Investigations*, 16, 935–943.
- 183.** Rosentritt, M., Preis, V., Behr, M., Strasser, T. (2020). Fatigue and wear behaviour of zirconia materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, doi: [10.1016/j.jmbbm.2020.103970](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103970)
- 184.** Roulet, J. (1987). Development of appropriate measuring devices. *Degradation of dental polymers*. Basel: S. Karger AG.
- 185.** Rupawala, A., Musani, S.I., MAdanshetty, P., Dugal, P., Shah, U.D., Sheth, E.J. (2017). A study on the wear of enamel caused by monolithic zirconia and the subsequent phase transformation compared to two other ceramic systems. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 17(1), 8-14.
- 186.** Ryou, H., Romberg, E., Pashley, D.H., Tay, F.R., Arola, D. (2012). Nanoscopic dynamic mechanical properties of intertubular and peritubular dentin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 7, 3-16.
- 187.** 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*, 29, 666–673.
- 188.** Sadid-Zadeh, R., Liu, P.R., Aponte-Wesson, R., O’Neal, S.J. (2013). Maxillary cement retained implant supported monolithic zirconia prosthesis in a full mouth rehabilitation: A clinical report. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(2), 209-217.
- 189.** Sailer, I., Fehér, A., Filser, F., Gauckler, L.J., Lüthy, H., Hämmerle, C.H. (2007). Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *International Journal of Prosthodontics*, 20, 383–388.
- 190.** Sakaguchi, R.L., Powers, J.M. (2012). *Craig’s Restorative Dental Material* (13. Baski). St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.
- 191.** Sarafidou, K., Stiesch, M., Dittmer, M.P., Jörn, D., Borchers, L., Kohorst, P. (2012). Load-bearing capacity of artificially aged zirconia fixed dental prostheses with heterogeneous abutment supports. *Clinical Oral Investigations*, 16, 961-968.
- 192.** Schindler, H.J., Stengel, E., Spiess, W.E. (1998). Feedback control during mastication of solid food textures – a clinical experimental study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80, 330-336.
- 193.** Schmitter, M., Mussotter, K., Rammelsberg, P., Stober, T., Ohlmann, B., Gabbert, O. (2009). Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *Journal of Oral Rehabilitation*, 36, 610–615.

- 194.** Schmitter, M., Mussotter, K., Rammelsberg, P., Gabbert, O., Ohlmann, B. (2012). Clinical performance of long-span zirconia frameworks for fixed dental prostheses: 5-year results. *Journal of Oral Rehabilitation*, 39, 552-557.
- 195.** Schönhoff, L.M., Lümke, N., Buser, R., Hampe, R., Stawarczyk, B. (2012). Fatigue resistance of monolithic strength-gradient zirconia materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 119, 1-7.
- 196.** Solá-Ruiz, M.F., Rico-Coderch, A.R., Montiel-Company, J.M., Fons-Badal, C., Verdejo-Solá, B., Agustín-Panadero, R. (2021). Influence of the composition of monolithic zirconia in its optical and mechanical properties. Systematic review and meta-regression. *Journal of Prosthodontic Research*, 65, 1-15.
- 197.** 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, 102–112.
- 198.** Stawarczyk, B., Frevert, K., Ender, A., Roos, M., Sener, B., Wimmer, T. (2016). Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 59, 128-138.
- 199.** 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*, 48, 369-380.
- 200.** Stober, T., Heuschmid, N., Zellweger, G., Rousson, V., Rues, S., Heintze, S.D. (2014). Comparability of clinical wear measurements by optical 3D laser scanning in two different centers. *Dental Materials*, 30(5), 499-506.
- 201.** Stober, T., Bermejo, J.L., Rammelsberg, P., Schmitter, M. (2014). Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *Journal of Oral Rehabilitation*, 41, 314-322.
- 202.** Stober, T., Bermejo, J., Schwindling, F., Schmitter, M. (2016). Clinical assessment of enamel wear caused by monolithic zirconia crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, 43(8), 621-629.
- 203.** Sulkala, M., Tervahartiala, T., Sorsa, T., Larmas, M., Salo, T., Tjäderhane, L. (2007). Matrix metalloproteinase – 8 (MMP-8) is the major collagenase in human dentin. *Archives of Oral Biology*, 52(2), 121-127.
- 204.** Sun N.P. (1986). *Tribophysics*. New Jersey: Prentice-Hall.
- 205.** Sun, T., Zhou, S., Lai, R., Liu, R., Ma, S., Zhou, Z., Longquan, S. (2014). Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 21(3), 217-222.
- 206.** Sundh, A., Sjogren, G. (2004). A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31, 682-688.

- 207.** Sunnergårdh-Grönberg K., PEutzfeldt A., van Dijken J.W.V. Flexural strength and modulus of a novel ceramic restorative cement intended for posterior restorations as determined by three-point bending test. *Acta Odontol Scand.* 2003;61:87-92.
- 208.** Taira, M., Nomura, Y., Wakasa, K., Yamaki, M., Matsui, A. (1990). Studies on fracture toughness of dental ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 17, 551-563.
- 209.** Telles, D., Pegoraro, L.F., Pereira, J.C. (2000). Prevalence of non-carious cervical lesions and their relation to occlusal aspects: A clinical study. *Journal of Esthetic Dentistry*, 12(1), 10-15.
- 210.** Ten Cate, A.R. (1994). *Oral histology: Development, Structure and Function*. St.Louis: Mosby, Elsevier.
- 211.** Theunissen, G.S.A.M., Bouma, J.S., Winnubst, A.J.A., Burggraaf, A.J. (1992). Mechanical Properties of Ultra-fine Grained Zirconia Ceramics. *Journal of Materials Science*, 27, 4429-4438.
- 212.** Tholt, B. (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative Dentistry*, 31(4), 442-449.
- 213.** Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthun, M., Spiekermann, H. (2001). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based threeunit fixed partial dentures: a laboratory study. *The International Journal of Prosthodontic*, 14, 231-238.
- 214.** Tsujimoto, A., Barkmeier, W.W., Fischer, N.G., Nojiri, K., Nagura, Y., Takamizawa, T. (2018). Wear of resin composites: Current insights into underlying mechanisms, evaluation methods and influential factors. *Japanese Dental Science Review*, 54(2), 76-87.
- 215.** Turco, G., Frassetto, A., Fontanive, L., Mazzoni, A., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., Tay, F.R., Pashley, D.H., Breschi, L. (2016). Occlusal loading and cross-linking effects on dentin collagen degradation in physiological conditions. *Dental Materials*, 32, 192-199.
- 216.** Turp, V., Sen, D., Tuncelli, B., Goller, G., Özcan, M. (2013). Evaluation of air-particle abrasion of Y-TZP with different particles using microstructural analysis. *Australian Dental Journal*, 58, 183-191.
- 217.** Turp, V., Türkoğlu, P. (2017). Zirkonyanın Yapısı. *Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics*, 3(2), 77-83.
- 218.** Turssi, C.P.M., Serra, M. (2003). Wear of dental resin composites: Insights into underlying processes and assessment methods – A review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials*, 15(2), 280-285.
- 219.** Türel, V. (2015). Restoratif dental materyallerin yüzey mekanik özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 111:77-82.
- 220.** Ulu, H., Bayındır, F. (2016). Monolitik zirkonyum restorasyonla. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 15, 67-72.

- 221.** Vardhaman, S., Borba, M., Kaizer, M.R., Kim, D., Zhang, Y. (2020). Wear behavior and microstructural characterizatiton of translucent multuilayer zirconia. *Dental Materials*, 36, 1407-1417.
- 222.** Vagropoulou, T., Koutayas, S.O., Koidis, P., Strub, J.R. (2009). Zirconia in Dentistry: Part 1. Discovering the Nature of an Upcoming Bioceramic. *The European Journal of Esthetic Dentistry*, 2(4), 130-151.
- 223.** Valigi, M.C., Logozzo, S., Affatato, S. (2017). New challenges in tribology: Wear assessment using 3D optical scanners. *Materials*, 10(5), 1-13.
- 224.** Walker, M.P., Teitelbaum, H.K., Eick, J.D., Williams, K.B. (2009). Effects of simulated functional loading conditions on dentin, composite and laminate structures. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 88, 492-501.
- 225.** Watanabe, H., Khera, S.C., Vargas, M.A., Qian, F. (2008). Fracture toughness comparison of six resin composites. *Dental Materials*, 24, 418-425.
- 226.** Wassell, R.W., McCabe, J.F., Walls, A.W. (1994). A two-body frictional wear test. *Journal of Dental Research*, 73, 1546-1553.
- 227.** White, S.N., Miklus, V.G., McLaren, E.A. (2005). Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(2), 125-131.
- 228.** Williamson, R.T., Kovarik, R.E., Mitchell, R.J. (1996). Effects of grinding, polishing and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic porcelain. *International Journal of Prosthodontics*, 9(1):30-37.
- 229.** Willytec. Multifunctional chewing simulator—instructions of use 2001;1–39.
- 230.** Wiskott, H., Nicholls, J., Belser, U.C. (1995). Stress fatigue: Basic principles and prosthodontic implications. *International Journal of Prosthodontics*, 8(2), 105-116.
- 231.** Xu, H.H., Smith, D.T., Jahanmir, S., Romberg, E., Kelly, J.R., Thompson, V.P., Rekow, E.D. (1998). Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *Journal of Dental Research*, 77, 472-480.
- 232.** Yamakoshi, Y., Hu, J.C., Zhang, H., Iwata, T., Yamakoshi, F., Simmer, J.P. (2006). Proteomic analysis of enamel matrix using a two-dimensional protein fractionation system. *European Journal of Oral Sciences*, 114, 266-271,285-286, 382.
- 233.** Yan, J., Taskonak, B., Platt, J.A., Mecholsky, J.J. (2008). Evaluation of fracture toughness of human dentin using elastic-plastic fracture mechanics. *Journal of Biomechanics*, 41, 1253-1259.
- 234.** Yang, S-W., Kim, J-E., Shin, Y., Shim J-S., Kim, J-H. (2019). Enamel wear and aging of translucent zirconias: In vitro and clinical studies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(3), 417-425.

- 235.** Yap, A.U.J., Ong, L.F.K.L., Teoh, S.H., Hastings, G.W. (1999). Comparative wear ranking of dental restoratives with the BIOMAT wear simulator. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(3), 228-235.
- 236.** Yavuziyılmaz, H., Ulusoy, M., Kedici, P., Kansu, G. (2003). *Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü*. Ankara: Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara Şubesi Derneği Yayınları.
- 237.** Yavuziyılmaz, H., Turhaw, B., Kurt, E., Bavbek, B. (2005). All ceramic systems I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22, 49-60.
- 238.** Yener, E.S., Özcan, M., Kazazoğlu, E. (2011). The effect of glazing on the biaxial flexural strength of different zirconia core materials. *Acta Odontológica Latinoamericana*, 24, 133-140.
- 239.** Yoshinari, M., Dérand, T. (1994). Fracture strength of all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 7(4), 329-338.
- 240.** Zesewitz, T.F., Knauber, A.W., Northdurft, F.P. (2014). Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: An in vitro study. *International Journal of Prosthodontics*, 27, 264-266.
- 241.** Zhang, Y., Lee, J.J., Srikanth, R., Lawn, B.R. (2013). Edge Chipping and Flexural Resistance of Monolithic Ceramics. *Dental Materials*, 29(12), 1201-1208.
- 242.** Zhang, Y., Lawn, B.R. (2018). Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Journal of Dental Research*, 97(2), 140-147.
- 243.** Zhang, F., Benedikt, C.S., 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*, 35(12), 1776-1790.
- 244.** Zheng, J., Zhou, Z.R., Zhang, J., Li, H., Yu, H.Y. (2003). On the friction and wear behaviour of human tooth enamel and dentin. *Wear* 255, 967-974.
- 245.** Zhou, Z.R., Zheng, J. (2008). Tribology of dental materials: A review. *Journal of Physics: D Applied Physics*, 41(11).