



KUZEY KIBRIS TÜRK CUMHURİYETİ

YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANAN DENTAL SERAMİKLERİN İN VİTRO
OLARAK AŞINMA ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Diş Hek. Mohammed ABUJALALA

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDEVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. A. Nehir ÖZDEN

2019- LEFKOŞA



KUZY KIBRIS TÜRK CUMHURİYETİ

YAKIN DÖĞU ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANAN DENTAL SERAMİKLERİN İN VİTRO
OLARAK AŞINMA ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Diş Hek. Mohammed ABUJALALA

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDEVİŐİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. A. Nehir ÖZDEN

2019- LEFKOŞA

BEYAN:

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

Mohammed ABUJALALA

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde, değerli bilgilerini benle paylasan, doktora öğrenimim boyunca bana yol gösteren, diş hekimliğine ve hayata dair bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen değerli hocam ve danışmanım Prof. Dr. A. Nehir ÖZDEN'a, sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmam ve doktora eğitimimdeki katkılarından dolayı başta anabilim dalı başkanımız Prof. dr. Mutahhar ULUSOY, Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki öğretim üyelerine ve tez jürimde bulunan saygıdeğer hocalarıma,

Doktora eğitimim boyunca, sosyal yaşamımda ve son dönem tez çalışmalarımnda hep yanımda olan canım arkadaşlarım Dr. Dt. Mohammed SALEH, Dr. Dr. Oqba GAJGOJ, Dr. Dt. Şifa ATABAK, Dt.Ammar KAYSOUN, Dt.Çise EROZAN başta olmak üzere asistan arkadaşlarıma,

Tüm hayatım boyunca ne kadar şanslı olduğumu bana hissettiren; sevgi, anlayış ve büyük emeklerle beni yetiştiren dünyadaki en iyi anne ASMAHAN ve baba Dr.Zakaria ABUJALALA'na,

Hayatım boyunca bana sürekli destek olup bugünlere gelmemi sağlayan, varlığımı borçlu olduğum teşekkürlerin yetmeyeceği canım aileme en içten teşekkürlerimi sunarım Her zaman yanımda olan, varlığıyla hayatıma neşe katan güzel kalpli canım abim Eng. Yahya ABULALALA'ya ve kız kardeşim Amani ABUJALALA'ya,

Desteğini ve sevgisini her zaman hissettiğim; anlayışı, sabrı, bilgisi ve yardımı ile her zaman yanımda olan sevgili eşim Dr. Suhayla JALALA'a sonsuz teşekkür ederim.

Doktora eğitimim süresince beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum oda arkadaşlarım ve tüm çalışma arkadaşlarıma yardımları ve anlayışları için teşekkür ederim

Mohammed ABUJALALA

İÇİNDEKİLER	Sayfa
TEZ ONAYI	
BEYAN	i
TEŞEKKÜR	ii
İÇİNDEKİLER	iii
TABLolar DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
RESİMLER DİZİNİ	i
x	
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xi
ÖZET	1
ABSTRACT	2
1. GİRİŞ ve AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER	7
2.1. Dental Seramikler	7
2.1.1. Dental seramiklerin yapısı	7
2.1.2. Tam seramiklerin tarihsel gelişimi	8
2.1.3. Dental seramiklerin genel özellikleri	11
2.1.4. Dental seramiklerin başarısızlık nedenleri	11

2.1.5. Dental seramiklerin dayanıklılığını arttırma yöntemleri	12
2.1.6. Dental seramiklerin sınıflandırılması	15
2.1.6.1. Kullanım yerlerine göre	15
2.1.6.2. Fırınlama sıcaklıklarına göre	15
2.1.6.3. Işık geçirgenliklerine göre	15
2.1.6.4. Kırılma dirençlerine göre	16
2.1.6.5. İçeriklerine göre	16
2.1.6.6. Üretim tekniklerine göre	17
2.1.6.6.1. Geleneksel olarak sinterlenen seramikler	17
2.1.6.6.2. Dökülebilir cam seramikler	20
2.1.6.6.3. Refraktör day üzerinde hazırlanan, cam infiltre seramikler	21
2.1.6.6.4. Isı ve basınç altında preslenebilir seramikler	22
2.1.6.6.5. CAD-CAM ve kopya-freze sistemi ile üretilen seramikler	25
2.2. Aşınma	32
2.2.1. Aşınma dayanımı	32
2.2.2. Restoratif materyallerin aşınma ve aşındırma özellikleri	33
2.2.2.1. Fiziksel faktörler	33
2.2.2.2. Yapısal faktörler	35

2.2.2.3. Kimyasal faktörler	36
2.2.2.4. Yüzey bitirme yöntemlerinin etkisi	36
2.2.3. Materyallerin aşınmalarının değerlendirilmesi	38
2.2.4. Aşınmaya etki eden faktörler	38
2.2.5. Seramik restorasyonlarda aşınma ve karşıt dentisyonu aşındırma	39
2.2.6. Çiğneme simülatörü	40
2.2.7. Termal siklus	41
2.2.8. Üç boyutlu (3B) optik tarama sisteminin temel prensibi	42
2.3. Seramik Güçlendirme Yöntemleri	43
2.4. Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemleri	43
3. GEREÇ ve YÖNTEM	44
3.1. Seramik Test ve Çalışma Protokolü	44
3.2. Çalışmada Uygulanan Aşamalar	45
3.2.1. Seramik Örneklerin Hazırlanması	46
3.2.2. Deney Gruplarına Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	49
3.2.3. Örneklerin Lazer Tarayıcı İle Taranması	54

3.2.4. Örneklerin çiğneme simülatöründe yaşlandırmaya uğratılması	55
3.2.5. Aşınma ölçümleri ve karşılaştırması	56
3.3. İstatistiksel değerlendirme	58
4. BULGULAR	59
4.1. Her Bir Grup İçin Alt Gruplara Göre Analizler (Glaze, Kontrol ve Polisaj)	59
4.2. Her Bir Grup İçin Gruplara Göre Analizler (Lisi Press, IPS e.max CAD, Monolitik Zirconya ve Vita Enamic)	62
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	66
6. KAYNAKLAR	73
EKLER	94
ÖZGEÇMİŞ	95

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Aşınma cihazlarına bazı örnekler	41
Tablo 2. Çalışmada kullanılan dört seramik materyaller	46
Tablo 3. Uygulanan yüzey bitirme işlemleri	51
Tablo 4. Gruplara göre hacim ölçüm değerlerinin dağılımı (mm ³)	61

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Alt guruba göre antagonist hacim ölçüm değerlerinin gruplara ilişkin kutu çizgi grafiği (mm^3).	61
Şekil 2. Alt guruba göre örnek hacim ölçüm değerlerinin gruplara ilişkin kutu çizgi grafiği (mm^3).	62
Şekil 3. Gruplara göre antagonist hacim ölçüm değerlerinin gruplara ilişkin çizgi grafiği (mm^3).	64
Şekil 4. Gruplara göre örnek hacimi ölçüm değerlerinin gruplara ilişkin çizgi grafiği (mm^3).	64
Şekil 5. Her bir alt grup için gruplara göre antagonist hacim ölçüm değerlerinin gruplara ilişkin çizgi grafiği (mm^3).	65
Şekil 6. Her bir alt grup için gruplara göre örnek hacim ölçüm değerlerinin gruplara ilişkin çizgi grafiği (mm^3).	65

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. Sayısallaştırma yöntemlerinin sınıflandırılması.	43
Resim 2. Çalışmada Kullanılan Materyaller.	45
Resim 3. (A) CAD-CAM cihazı, (B) mum bloktan hazırlanan LiSi Press örnekler.	47
Resim 4. $10 \times 8 \times 2$ mm boyutlarında hazırlanan Lisi press örnekler.	47
Resim 5. Örneklerin CAM ünitesi ile frezelenmesi ve frezeleme işlemi sonrası örneklerin görüntüsü.	48
Resim 6. Çalışmada Zirkonya için kullanılan sinterleme fırını	48
Resim 7. Standart zirkonya blokta yapılan kesim işlemi	49
Resim 8. Standart seramik bloklardan kesilerek hazırlanan örnekler	50
Resim 9. çalışmada her grup için kullanılan polisaj Seti: MZ, VE, IPS ve LP	52
Resim 10. Isıl işlemin uygulandığı porselen fırını ve sinterlenen örnekler	53
Resim 11. Örnekler alt gurubuna göre (glaze, polisaj veya kontrol) renk kodlanmıştır	53
Resim 12. Seramik Örneklerin Çiğneme Simülatörü İçin Hazırlanması	54
Resim 13. (A) Çalışmada kullanılan lazer tarayıcı, (B) Lazer tarayıcıda taranan bir örneğin görüntüsü.	55
Resim 14. (A) Örneklerin çiğneme simülatöründe yorulma aşaması (B) Çiğneme simülatörünün 50 N yükleme aşaması	56

Resim 15. İntraoral tarayıcı ile tarama antagonistnin taraması.	57
Resim 16: Fusion 360 (Autodesk, San Rafael, CA, ABD) kullanılarak Çakıştırılan örneğin üç boyutlu görüntüsü.	57
Resim 17. Çakıştırılan örneğin üç boyutlu görüntüsü.	58
Resim18. Alt guruba göre antagonistlerin simülasyon sonrası elektron mikroskobu 40x büyütmede bir stereomikroskop ile görüntüsü	58

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Al_2O_3	Alümina, Alüminyum Oksit
Bis-GMA	Bisfenol Glisidil Metakrilat
CAD/CAM	Computer-aided design and manufacturing, Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim
>	Büyüktür
dk	Dakika
°	Derece
STL	Dosya Formatı
=	Eşittir
LP	GC LiSi Press
PH	Hidrojen Gücü
LED	Işık Yayan Diyot
IPS	IPS e.max CAD
<	Küçüktür
CaO	Kalsiyum Oksit
mm	Milimetre

ml	Mililitre
MPa	Megapaskal
MZ	Monolitik Zirkonya
μm	Mikrometre
N	Newton
n	Örnek sayısı
K_2O	Potasyum Oksit
$^{\circ}\text{C}$	Santigrat derece
Na_2O	Sodyum Oksit
SiO_2	Silika, Silisyum Oksit
sn	Saniye
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
ISO	Uluslararası Standardizasyon Kuruluşu
VE	Vita Enamic
ZrO_2	Zirkonya Oksit
HT	Yüksek Transülsensi

%

Yüzde

Q3 – Q1

3. Çeyrek ile 1. Çeyrek arasındaki fark

Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanan Dental Seramiklerin in vitro Olarak Aşınma Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Öğrencinin Adı: Mohammed ABUJALALA

Danışmanı: Prof. Dr. A. Nehir Özden

Anabilim Dalı: Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

ÖZET

Amaç: Bu çalışmada, dört farklı dental seramik yüzeyine uygulanan yüzey işlemlerinin (glaze ve polisaj) steatit antagonisti kullanılarak seramik materyallerinin aşınması üzerindeki etkilerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Gereç ve Yöntemler: Bu in vitro çalışmada, farklı yüzey işlemine tabi tutulan dört seramik materyalinin aşınmasını değerlendirmek için (iki-cisimli) aşınma testi kullanılmıştır. IPS e.max CAD (IPS), monolitik zirkonya (MZ), GC Initial LiSi Press (LP) ve Vita Enamic (VE) olmak üzere dört farklı tam seramik materyalinden; toplamda 120 adet dikdörtgen şeklinde ($10 \times 8 \times 2$ mm) örnek hazırlanmıştır. Her bir materyal kendi içerisinde uygulanan yüzey işlemine göre; kontrol (hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış), glaze ve polisaj olmak üzere üç alt gruba ayrılmıştır ($n = 10$). Tüm örnekler, bilgisayar destekli çigneme simülatörüne yerleştirilmiş (1.6 Hz. frekansında 240.000 çigneme döngüsü için 49 N yükleme kuvveti ve banyo sıcaklıkları 5°C - 55°C) ve steatit antagonisti kullanılarak aşınma testine tabi tutulmuştur. Örnekler ve antagonistlerde oluşan hacim kaybını analiz etmek için, aşınma testinin öncesinde ve sonrasında; lazer aşındırma ölçüm sistemi, CAD-CAM tarayıcı ve elektron mikroskobu taraması ile örneklerin ve antagonistlerin görüntüleri elde edilmiştir. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi gerçekleştirilmiştir ($p < 0.05$).

Bulgular: Monolitik zirkonya örnekler için, polisaj işlemi yapılmış örnekler, glaze işlemi yapılmış örneklerden (0.0200 mm^3 'e karşılık 0.0305 mm^3 ; $p = 0.0001$) önemli ölçüde daha az hacim kaybı gösterip, bununla birlikte önemli ölçüde daha büyük antagonist hacim kaybı (0.0365 mm^3 'e karşılık 0.0240 mm^3 ; $p = 0.011$) sergilemiştir. IPS e.max CAD, Vita Enamic ve LiSi Pres örneklerin alt grupları arasında ise hacim kaybında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$). Ayrıca, antagonist hacim kayıplarının yüzey işlemi uygulanan örneklerin hacim kayıplarına göre daha fazla olmasıyla birlikte, aradaki fark istatistiksel önem göstermemiştir ($p > 0.05$).

Sonuçlar: Polisaj uygulanan monolitik zirkonyanın antagonist yüzeyin aşınması üzerinde olumsuz etki gösterirken, glaze uygulanan monolitik zirkonya antagonist yüzey üzerinde daha düşük aşındırma özelliği göstermiştir. IPS e.max, Lisi Press ve Vita Enamic grupları ise benzer aşınma sergilemiştir.

Anahtar Sözcükler: aşınma, monolitik zirkonya, lityum disilikat, polimer infiltre seramik.

Effects of polishing vs. glazing on dental ceramic wear: A comparative *in vitro* study

Student Name: Mohammed ABUJALALA

Supervisour: Prof. Dr. A. Nehir Özden

Department: Facullty of Dentistry Department of Prosthodontics

ABSTRACT

Aim: This study analyzed the wear behavior caused by steatite antagonists to four dental ceramic materials, comparing this between two surface treatments: polishing and glazing.

Material and Methods: Thirty flat samples ($10 \times 8 \times 2$ mm) were prepared from each of four ceramics: IPS e.max CAD (IPS), GC Initial LiSi Press (LP), Vita Enamic (VE), and monolithic zirconia (MZ). Subgroups of samples were finished by polishing or glazing or neither (as controls). The samples were subjected to computer-controlled chewing simulation (240,000 cycles of 49 N at 1.6 Hz, with thermocycling at 5/55°C), with steatite balls as antagonists. The samples and antagonists were visualized before and after the test with a laser abrasion measurement system, a CAD/CAM scanner, and electron microscopy scanning, and the volumes lost from the tested samples and antagonists were analyzed.

Results: For the MZ samples, the polished samples showed significantly less volume loss than the glazed samples (0.0200 mm^3 vs. 0.0305 mm^3 ; $p = 0.0001$), whereas there was significantly greater antagonist volume loss (0.0365 mm^3 vs. 0.0240 mm^3 ; $p = 0.011$). There were no significant differences between the subgroups for IPS, VE, and LP, although antagonist volume losses were non-significantly greater with the glazed samples than with the polished samples. Statistical analysis of the obtained data was performed ($p < 0.05$).

Conclusions: Polishing MZ had adverse effects on the corresponding antagonist wear. Glazed MZ showed the lowest antagonist wear. IPS e. max, Lisi Press and Vita enamic groups exhibited similar wear effects.

Keywords: wear; monolithic zirconia; lithium disilicate; polymer infiltrated ceramic

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Günümüz modern diş hekimliğinde estetik kavramların öne çıkması ve dental materyallerdeki gelişmeler ile estetik restoratif materyaller yaygın kullanım alanı bulmuştur. Gün geçtikçe daha estetik ve doğal diş rengine daha iyi uyum sağlayan restorasyonlara oluşan ilgi ise artmaktadır (Shaw ve ark., 1999). Fonksiyon ve estetiği eski haline getirebilen ideal özelliklere sahip restoratif materyallerin geliştirilmesi, diş hekimliğinin en önemli hedeflerden biridir. Metal seramik kronlara estetik ve konservatif bir alternatif sunan tam seramik ile doğal dişin optik özelliklerini taklit etmek oldukça önemlidir. Tam seramik materyaller gösterdiği hızlı gelişmelerin yanı sıra başarılı klinik sonuçlar da vermesiyle diş restorasyonlarda kullanımı, estetik ve biyouyumluluk gibi faydaları sebebiyle tercih edilen bir yaklaşım haline gelmiştir. Seramiklerin renk stabiliteleri, inert olmaları, düşük ısı iletkenlikleri, yüksek aşınma dirençleri, biyouyumluluk ve estetik gibi özellikleri açısından diş hekimliğinde etkili materyallerdir (Lawn ve ark., 2002, Vult ve ark., 2005).

Son yıllarda seramik yapılar güçlendirilmiş olup yine güçlendirilmiş hazır seramik bloklardan bilgisayar destekli aşındırma yöntemleri ile restorasyonlar üretilmiştir. Günümüzde camı yapıya çeşitli kristaller de (Lityumdisilikat, Lösit, zirkonya, Lityum silikat) eklenmiş ve daha güçlü seramikler oluşturulmuştur (Ural ve ark., 2011).

Seramik restorasyon üretim tekniklerinin tamamı diş hekimliği pratiğinde, sabit protetik restorasyonların yapımında güvenilir bir şekilde kullanılmaktadır. Bu sistemlerle elde edilen restorasyonlar, geleneksel kayıp mum- döküm tekniğine bir alternatif oluşturmaktadır. Materyal kalitesi ve yüksek uyumluluğu beklentileri karşılamaktadır (Vult ve ark., 2005). Dolayısıyla, CAD-CAM teknolojisinin kullanımı yaygınlaşmakta ve her geçen gün gelişmeye devam etmektedir (Ural ve ark., 2011). Günümüzde CAD/CAM sistemleri inley, onley, protezlerin iskelet yapıları, tüm seramik kron ve köprü sistemleri, laminate veneer, bölümlü kron, hareketli bölümlü protez, implant cerrahisinde kullanılan stentlerin üretilmesi ve implantların yerleştirilmesinden hemen sonra restorasyonların anında (immediat olarak) hazırlanabilmesine olanak tanıyan çalışma modellerinin üretilmesi, implant destekli

protezlerde kron, köprü ve hibrit protez alt yapı tasarımı ve üretimi, maksillofasiyal protezlerin hazırlanması gibi geniş bir kullanım alanını kapsamaktadır (Raigrodoski ve ark., 2004, Strub ve ark., 2006). Bu teknoloji kullanılan diğer tekniklere göre daha az maliyet ve daha az laboratuvar çalışması gerektirmektedir (Williams ve ark., 2006).

Restoratif materyaller üzerinde yapılan araştırmalar mine ve dentin dokusuna biyolojik ve fiziksel olarak en yakın maddenin elde edilmesini amaçlamaktadır. Kron ve köprü restorasyonlarında porselenin karşıt dişlerde aşınmaya neden olması ve brüksizm gibi olumsuz faktörlerin olduğu olgulardaki kırıklar yeni jenerasyon CAD/CAM rezin matriks seramikleri gündeme getirmiştir (Xing ve ark., 2010). Yeni oluşturulan rezin matriks seramik materyalleri, cam matriks seramik materyalleri de üretim teknikleri sayesinde tam seramik restorasyonlar günümüzde güvenle kullanılabilir materyaller arasında yerini almıştır. CAD/CAM rezin matriks seramikler, bir başka deyişle hibrit kompozit rezinler doğal dişe yakın aşınma değerlerine sahip olup; ağız içinde streslere maruz kaldığında, doğal dişe yakın deformasyon kapasitesi göstererek restorasyon ile diş arasında ortaya çıkan ve kırılmaya yol açan streslerin azalmasını sağlarlar (Leinfelder, 2005).

Mine, dentin ve diğer materyallerde olduğu gibi restoratif materyaller de aşınmaya maruz kalır. Aşınma, anatomik formun kaybolmasıyla karakterize olan madde kaybı olayıdır (Heintze ve ark., 2008; Naumova ve ark., 2017). Aşınma direnci, restoratif materyalin karşıt diş, başka bir restoratif materyal, gıda, diş fırçası veya kürdan gibi yabancı maddelerle temas sonucu gösterdiği yüzeysel aşınmaya karşı direncidir (Mello ve ark., 2009). Diş yapısının aşınması, sağlık ve görünümü etkilemeleri nedeniyle iyi değildir. Eğer aşınmanın derinliği minenin tamamını geçmişse, açığa çıkan dentin hassaslaşacak ve daha fazla aşınma dişin canlılığını kayıp etmesine neden olacaktır. Dolayısıyla kullanılacak olan restoratif materyallerin karşıt doğal dişe zarar vermeyecek nitelikte olması ağız ve diş sağlığı açısından son derece önemlidir (Naumova ve ark., 2017). İdeal olarak, genelde bütün diş hekimliği materyallerinin aşınmaya karşı dirençli olması gerekir (D’Arcangelo ve ark., 2018). Aşınmanın doğası, malzemenin tipine, uygulanan kuvvetlere, kayma hareketi olup olmadığına, tükürüğün pH değerine, yemeğin aşındırıcı doğasına, çift yönlü alışkanlıklarına ve minenin yapısına bağlıdır. Bununla birlikte, diş restorasyon

materyalin dayanıklılığının korunması için aşınma direnci önemlidir ve sabit bir oklüzal ilişki sürdürmenin anahtarıdır (Heintze ve ark., 2008; Naumova ve ark., 2017). Klinik testler metal alaşımlarının ve seramik malzemelerin genellikle aşınmaya karşı oldukça dirençli olduğunu ortaya koyarken, kompozitler ve doldurulmamış polimerlerin malzeme türüne bağlı olarak kısa sürede malzeme kaybına uğrayabildiğini göstermiştir (Mello ve ark., 2009).

Diş restoratif materyallerin aşınması, çoğunlukla pin-disk aparatları veya çiğneme simülatörleri vasıtasıyla gerçekleştirilebilmektedir. Bu yöntem genellikle oldukça basit ve avantajlıdır ve nispeten hızlı sonuç verir. Oklüzal temas bölgesinde meydana gelen aşınmayı simüle etmek için, çoğu iki-gövdeli aşınma testinde önemli bir zorluk karşı antagonist seçimidir. Eğer bir doğal diş kullanılmışsa, morfoloji ve fiziksel özellikler örnekler arasında değişecektir. Doğal diş kullanımının meydana getirebileceği değişken sonuçların üstesinden gelmek için, yaygın olarak kullanılan antagonistler sıgır dişi ve steatitten oluşabilmektedir (Jung ve ark., 2010; Zandparsa ve ark., 2016; Rupawala ve ark., 2017; Esquivel-Upshaw ve ark., 2017).

Diş hekimliğinde kullanılan estetik restoratif materyallerin aşınma davranışları, yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğü, restorasyonun başarısını etkileyen önemli faktörlerdendir. Restoratif materyallerin, sürekli değişen ağız ortamında zaman içinde aşınacağı ve yüzey özelliklerinin değişeceği bir gerçektir. Ağız içindeki restorasyonların uzun ömürlü olabilmelerini sağlamak için aşınma direnci, yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğü gibi yüzey özelliklerinin belirli pH ortamlarında incelenmesi ve değişimi etkileyen faktörlerin belirlenmesi gerekmektedir (Oh ve ark., 2002; Amer ve ark., 2014; Naumova ve ark., 2017; Bajraktarova-Valjakova ve ark., 2018).

Bitirme ve polisaj teknikleri ile, doğal dişlere benzer ışık yansıması özelliklerine sahip pürüzsüz ve parlak bir yüzey elde edilebilmelidir. Estetik seramik restorasyonlara çeşitli yüzey bitirme işlemleri uygulanabilmektedir. Tam seramiklerin simantasyonu öncesi en çok tercih edilen yüzey bitirme işlemi porselen fırında glaze işlemine tabii tutulmasıdır. Bununla birlikte, son çalışmalar, glaze işleminin yanı sıra

manuel parlatma kullanılarak da düz ve parlak yüzeylerin elde edilebileceğini göstermiştir (Oh ve ark., 2002).

Estetik özelliklerinin artırılması, doğal diş görünümünün sağlanması, plak retansiyonunun azaltılması ve temizlenmeyi kolaylaştırması amacıyla dental porselenlere glaze uygulaması yapılmaktadır. Ancak çoğu simantasyonda, oklüzal uyumlamalarla glazürün kaldırıldığı bilinmektedir. Ağız ortamında glaze tabakasının altı ay gibi bir sürede porselenden ayrıldığı bildirilmiştir. Glaze tabakasının kalkmasının ardından dental porselenler daha pürüzlü ve estetik özellikleri azalmış bir görüntü sergilemektedir (Al-Wahadni, 1998; Al-Wahadni, 2006; Stober ve ark., 2014).

Dental materyal aşınmasını analiz etmek için klinik (in vivo) ve labaratuvar (in vitro) olmak üzere iki farklı yöntem vardır. Klinik yöntemler genellikle uzun bir süreye (en az 2 yıl ve en fazla 6 yıl) ihtiyaç duyar. Bu yaklaşımın bazı avantajları olsa da zaman alıcı olması, kontrol grubu eksikliği, parametre standardizasyonunda zorluk ve benzeri dezavantajları da vardır. Bu nedenlerle, in vitro aşınma testleri yaygın olarak kullanılmaktadır (Jung ve ark., 2010; Zandparsa ve ark., 2016).

Biz de çalışmamızda bu amaçla kullandığımız tam seramik materyaller üzerinde farklı yüzey işlemleri kullanarak seramiklerin çiğneme simülasyon sonucu oluşan aşınma değişimlerini karşılaştırdık. Tez çalışmamızda her seramik gurubu için farklı yüzey bitirme kullanarak çiğneme simülasyon sonrasında aşınma etkilerini inceledik. Bu çalışmanın amacı; tam seramik günümüzde yaygın olarak kullanılan 4 farklı tam seramiğe uygulanan farklı yüzey işlemlerinin termal yaşlandırma sonrasında aşınma üzerine etkilerinin karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

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

2.1.1. Dental seramiklerinin yapısı

Protez terimleri sözlüğüne göre seramik, birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir. Bu birleşimde büyük oksijen atomları bir matris görevi görür ve küçük metal atomları arasına sıkışır (Anusavice, 2003). Dental seramiklerin temel yapısı; feldspar, kaolin ve kuartz olmak üzere üç ana maddeden oluşmaktadır (Fasbinder ve ark., 2005). Ayrıca seramiğe renk vermesi için metal ve metal oksit pigmentleri katılır. Diş hekimliği seramiğinde, kaolen çok az oranda bulunur. Bu sebeple kullanılan porselen, cama yakın fiziksel özelliklere sahiptir. Kaolin ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) hidrat alumina silikat'tır. Seramiğe opaklık verir ve seramik hamurunun şekil almasını sağlar. Diş hekimliğinde kullanılan seramik %12-22 kuartz (silika, kum), %3-5 kaolin (kil), %75-85 feldspar'dan meydana gelir (Craig, 1996). Seramikte en düşük erime derecesine sahip olan feldspar, pişirme esnasında eriyerek diğer kısımları birleştirir. Silika (SiO_2), seramiğin iskeletini oluşturur ve porselen kitlesine stabilite kazandırır. Porselenin dayanıklılığının artmasını sağlar. Kaolin yapışkan bir yapıya sahip olduğundan dolayı diğer maddeleri bir arada tutar. Bu nedenle porselenin modelajında yardımcı olur. Erime ısısı porselenin yapısını oluşturan diğer maddelerden daha yüksektir ve pişirme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler (Al-Hiyasat ve ark., 1997; Al-Wahadni ve Martin, 1999). Bu maddelerin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, opaklaştırıcı, ara oksitler veya luminisans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da porselen yapıya eklenebilmektedir.

2.1.2. Tam seramiklerin tarihsel gelişimi

Yunanca ‘keramikos’ sözcüğünden türemiş olan seramik, M.Ö.50’li yıllarda Çinliler tarafından kullanılmış, 16.yy’da Portekizli denizciler tarafından Avrupa’ya getirilmiştir. Diş hekimliğinin “babası” sayılan Pierre Fauchard, 1728 yılında yazdığı ‘Le Chirurgien Dentiste’ isimli kitapta porselenin diş hekimliği alanında kullanılabileceğini açıklamış ve porselenin dişeti rengini ve mineyi taklit edebileceğini öngörmüştür (Jones, 1985). Porselen, protetik tedavide ilk olarak 1774 yılında Fransız eczacı Duchateau tarafından kullanılmış olup ilk porselen yapay dişlerin materyal patentini, 1789 yılında, Fransız diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant, Duchateau ile birlikte almıştır (Jones, 1985; Kelly ve ark., 1996).

Tam seramiklerin 1886’da ilk kez sabit protetik restorasyon uygulamaları, Land tarafından jaket kron olarak gerçekleştirilmiştir ve jaket kronlar uzun bir süre Protetik ve restoratif diş hekimliğinde estetik beklentileri fazlasıyla karşılayan restorasyon olmuştur. Ancak porselen dayanıklılığının düşük olması bu uygulamaların da başarısını düşürmüştür (Blank, 2000).

Mc Lean ve Hughes günümüzde kullanılan tam porselen sistemlerinin temelini oluşturan alt yapısı %40-50 oranında alumina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş 1965 yılında jaket kuron yapımını geliştirmişlerdir (Wildgoose ve ark., 2004). Kor, hacimsel olarak %40-50 oranında feldspatik porselen ve alüminyum oksitten oluşur. Cam yapı içindeki alumina partikülleri elastik modülünü artırır ve çatlakların ilerlemesini durdurur nihayetinde yapı %50 oranında güçlenmiş olur (Qualtrough, 1997). Bu yöntem o güne kadar bilinen porselenden iki kat daha sağlam kronlar elde edilmesine olanak sağlamıştır. Ancak bu uygulamalar tek diş restorasyon yapımından öteye gitmemiştir.

McLean ve Sced 1976 yılında çift folyo tekniği kullanarak porselen jaket kuronun güçlenmesini sağlamışlardır. “Twin Foil” adını verdikleri bu teknikte alçı model üzerine iki kat platin yaprak adapte edilir ve üstteki yaprak kalay ile kaplanır. İç yüzeyde kalan platin yaprak çatlak ilerlemesini durdurarak porselenin güçlenmesini sağlar. Bu sistem ilk olarak Vita-Pt (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) ticari

ismi ile piyasaya çıkmıştır. Ancak kuron iç yüzeyinde gri renklenmeye neden olduğu için estetik olarak yetersiz olduğu görülmüştür (Wildgoose ve ark., 2004). 1980 yılında, büzölmeye uğramayan “shrink free” tüm seramik kron sistemlerinin (Cerestore, Coors Biomedical, Lakewood, Colo.) ve 1984 yılında dökülebilir cam seramik kron sistemlerinin (Dicor, Dentsply/York Division, York, Penn.) tanıtılması estetik kazanımlar sağlamış ve yeni üretim metotlarıyla daha gelişmiş seramikler tanıtılmıştır. Ayrıca tam seramik protezlerin popölaritesi geri dönmüştür (Kelly ve ark., 1996).

Cam yapının kontrollü olarak 1984 yılında kristalleştirilmesi yöntemi geliştirilmiştir. Sıcak ve erimiş haldeki cam yapı hızlı bir şekilde soğutulduğunda, yüzeyde baskı stresleri oluşur. Refraktör bir kalıp içerisinde bulunan cam yapının bu şekilde eritilerek dökölmesinin ardından kristalizasyonun sağlandığı, içerisinde tetrasilisik flormika kristalleri bulunan cam matriks, Dicor cam seramik sistemleri geliştirilmiştir (Dentsply Caulk, ABD). Sonrasında Dicor MGC (Dentsply Caulk, ABD) ismiyle, makine ile işlenebilen ve içeriğinde %70 oranında tetrasilisik flormika kristalleri bulunan cam seramikler üretilmiştir. 1990'lı yıllardaki CAD/CAM teknolojisindeki gelişmelerle; alümina alt yapı seramiğinin üretildiği Procera AllCeram (Nobel Biocare, İsveç), cam infiltre alümina alt yapı seramiği olan In-ceram Alumina ve cam infiltre zirkonya-alümina alt yapı seramiği olan In-ceram Zirkona kullanılmaya başlanmıştır. 1990'ların başında ısı altında basınç yöntemiyle dökölen, %34, “lösit” kristallerinden oluşan, dayanımı ve marjinal adaptasyonu Dicor cam seramiklere benzeyen; ancak cam yapının kontrollü kristalizasyonu aşamasını içermeyen bir cam seramik sistemi olan IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) kullanıma sunulmuştur. Ancak bu sistemlerin sadece tek kronların yapımında kullanılması nedeniyle 2000'lerin başlarında hacmine %70 oranında “lityum disilikat kristalleri” eklenmiş olup, ikinci küçük azı dişine kadar uzanan yüksek kırılma direncine sahip ve 3 üyeli köprülerin üretimine izin veren IPS Empress 2'nin (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) ve ardından IPS E-max'in (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) geliştirilmesi sağlanmıştır. Tam seramik sistemindeki gelişmeler ile seramik yapısı içine eklenen lityum silikat, zirkonya gibi kristaller ile IPS Empress 2'ye göre çok daha

güçlü, sert ve kırılmaya karşı yüksek dirençli dental seramikler kullanıma sunulmuştur (Anusavice, 2003).

CAD/CAM sistemlerinin 1950, 1960 yıllarında değişik tipleri endüstri alanına girmesi diş hekimliğinde de çarpıcı gelişmeler olacağı ihtimallerini oluşturmuştu. Dental kronların yapımı için değişik teknikler denenmeye çalışılıyordu. Ancak bilgisayarların hesaplama gücü sınırlıydı ve bir gigabayt sürücü diye bir şey henüz duyulmamıştı. CAM sistemleri ise çok büyüktü ve masaüstü bir tornalama cihazı oldukça gülünç, gelmekteydi. Diş hekimliğinde ilk CAD/CAM tekniğini uygulayan öncüler 1970'li yıllarda Fransa'da François Duret, Amerika'da Bruce Altschuler ve İsviçre'de Werner Moermann ve Marco Brandestinidir. 1971' de François Duret ilk otomatik restorasyon üretimini tanımlamasıyla CAD/CAM tekniklerinin de temeli atılmıştır. Young ve Altschuler 1977'de intraoral grid yüzey haritalama amacıyla optik bir araç geliştirmişlerdir. Ancak; diş hekimliğinde CAD/CAM alanındaki en büyük gelişmeler 80'li yıllarda olmuştur. Dental CAD/CAM sistemlerini geliştiren 3 önemli lider öne çıkmıştır (Miyazaki ve ark., 2009).

Dental CAD/CAM alanındaki ilk gelişmeleri Dr. Duret yapmıştır. 1971 yılından itibaren Duret, dünyada CAD/CAM sistemleri için büyük bir etki yaratacak sistemini yaptığı çalışmalarla geliştirmiştir. 1990-1991 yıllarında bu sistemi Sopha® Bioconcept sistem olarak piyasaya sunmuştur (Miyazaki ve ark., 2009).

İkincisi, CEREC sistemin geliştiricisi Dr. Moermann'dır. Bu yeni teknolojiyi hasta başında, klinikte kullanmayı denemiştir. Prepare edilmiş kaviteyi intraoral bir kamera ile görüntülemiş ve hasta başında, kompakt bir cihaz yardımıyla inleylerin tasarımını ve seramik bloklardan kazınarak üretimini başarmıştır. Bu sistem tanıtıldığında diş hekimleri arasında CAD/CAM terimi yaygınlaşmaya başlamıştır (Miyazaki ve ark., 2009).

Üçüncüsü, Procera sistemin geliştiricisi olan Dr. Andersson'dur. 1980'lerin başında altın fiyatlarındaki artış nedeniyle altın alaşımların yerine nikel-krom alaşımları kullanılmaya başlanmıştır. Ancak, özellikle Kuzey Avrupa'da metal alerjisi problemi ortaya çıkmıştır ve alerjik olmayan titanyumun kullanımı düşünülmüştür. O

zamanlarda titanyumun hassas bir şekilde dökümünün zor olması nedeniyle Dr. Andersson, titanyum kopinglerin spark erozyon yöntemiyle üretilmesini gündeme getirdiği CAD/CAM teknolojisini tanıtmıştır ve bu sistem daha sonra tüm seramik alt yapıların üretimi için tüm dünyada ağ bağlantılı bir üretim merkezi olarak geliştirilmiştir (Miyazaki ve ark., 2009). Daha sonra kısmen veya tam sinterize edilmiş zirkonya ingotların tanıtılmasının ardından CAD/CAM cihazları ile işlenmesi sonucu üretim yapan ve Cercon (Degudent, Almanya) ve Lava (3M ESPE, Almanya), gibi cihazlar geliştirilmiştir (Anusavice, 2003).

2.1.3. Dental seramiklerin özellikleri

Diş hekimliğinde yüksek estetik gereksinimini karşılamak için dental seramikler kullanılır. Işık absorbe etme ve dağıtma özelliklerine sahip olduklarından doğal dişlerdeki, renk ve translusentlik derinliğini taklit edebilirler (McClean, 1980; Banks, 1990; Öngül ve ark., 2012).

Kimyasal olarak stabiller ve toksik ya da radyoaktif özellikleri yoktur. Isı iletimleri ve ısısal genleşme katsayıları mine ve dentine benzer özelliktedir. Ağız ortamında iyi bir aşınma direnci ve renk stabilitesi gösterir. Bunun yanında seramikler, diş hekimliği malzemeleri içinde en az plak birikimine neden olan malzemedir. Bu da ağız hijyeni açısından olumlu bir özelliktir (Giordano, 1996). Ayrıca metal alaşımlarda gözlenebilen toksik ve alerjik etkiler dental seramiklerde görülmemektedir (Kamposiora, 1996; Tinschert ve ark., 2001).

2.1.4. Dental seramiklerin başarısızlık nedenleri

Dental seramikler; rijit, sert ve kırılgan materyallerdir. Çekme direnci ortalama 20- 60 MPa iken, baskı direnci ortalama 350-550 MPa'dır. Çekme dirençlerinin düşük olması yüzeylerindeki 3-6 µm uzunluğunda "Griffith çatlakları" adı verilen mikroçatlakların oluşumuna bağlıdır. Materyalin elastiklik kapasitesini aşan yükler uygulandığında porselenin yapısındaki moleküller, metalin aksine, atomik yüzey boyunca kayamaz. Bu tip yükler, genelde stres yoğunluğunun en yüksek olduğu mikroyapısal çatlak noktalarında kırıklarla sonuçlanır (White ve ark., 1995).

Seramiklerin bu gibi olumsuz özelliklerini gidermek amacıyla geliştirilen metal seramik restorasyonlar, metalin sağlamlığı ile porselenin estetiğini birleştirirler. Metal seramik restorasyonlar, prepare edilen diş üzerine oturan bir metal alt yapı ve onun üzerine pişirilen en az iki katmanlı porselenden oluşmaktadır. Metal alt yapıya uygulanan ilk seramik tabakası olan opak, metali maskeleyerek bitmiş restorasyondaki rengin temel kaynağını oluşturur. Opak tabakası üzerine uygulanan dentin porseleni restorasyona asıl rengini verirken mine porseleni ise translusensinin ve estetik görünümün elde edilmesini sağlar. Son olarak uygulanan glazür işlemi ise restorasyona doğal parlaklığı kazandırır. Kırılmaya karşı dirençleri, dayanıklılıkları ve kabul edilebilir düzeydeki estetik özellikleri nedeniyle uzun yıllardır kullanılmaktadır. (Shillingburg ve ark., 1981; Rosenstiel ve ark., 2006). Ancak ışık geçirgenliği özelliklerinin olmayışı ve metallere karşı toksik alerjik reaksiyonlar hakkında kaygıların artmasına bağlı olarak hasta ve hekimler, metalsiz diş rengine uygun restorasyonları tercih etmeye başlamışlardır (Anusavice ve Phillips, 2003).

2.1.5. Dental seramiklerin dayanıklılığını artırma yöntemleri

Diş hekimliği seramiğinin üstün estetik başarısı, baskı gerilimine karşı dayanımı, kimyasal etkenlere direnç, sertlik, biyolojik uyum gibi avantajlarının yanında, düşük çekme gerilimi ve kırılma gibi olumsuz özellikleri de mevcuttur. Bu da yapısının güçlendirilmesine gereksinim duyulmasına yol açmıştır.

McLean seramiğin güçlendirilmesi için, seramiğin metal altyapı üzerine uygulanması, yüzeyde baskı gerilimlerinin oluşturulması, camın kristal bir faz ile güçlendirilmesi, camın kontrollü kristalizasyonu ve cam infiltrasyonu ile seramiğin güçlendirilmesi olmak üzere 5 yöntem bildirmiştir (McLean, 1980).

Seramiğin metal altyapı üzerine uygulanması yöntemiyle seramik materyali için bir dayanak oluşturulmaktadır. Metaller, seramiklerle karşılaştırıldıklarında daha yüksek çekme dayanımına sahip olduklarından, seramiklerin metal altyapıyla desteklenmesi düşünülmüştür. Metal altyapı çekme gerilimlerinin oluşmasını engelleyerek, yüzeydeki çatlak ilerleyişini önlemektedir. 1950' li yıllarda lüsit kristallerinin yapıya katılması ile feldspatik seramiklerin ısı genleşme katsayıları altın

alaşımlarına yaklaştırılmıştır ve seramiğin metal altyapı ile birlikte kullanılması mümkün olmuştur. Böylece güçlü bir malzemenin altyapıda kullanılması ile seramik materyalinin kırılması önlenmektedir (Anusavice, 1996; Mclean, 1980; O'Brein, 2002; Anusavice ve Phillips, 2003).

Metal-seramik restorasyonlarda ışık geçirgenlik özelliği, metal altyapının, ışığın geçişini engellemesi nedeni ile olumsuz etkilenmektedir. Bunun yanı sıra dişetinde oluşan renk değişimi, metal ve seramiğin ısı genleşme katsayılarının farklı olması, metal alaşımlarındaki bazı moleküllerin iyonize olarak seramikte renklenmeye neden olması ve korozyon gibi dezavantajlar metal altyapının kullanımını sınırlandırmaktadır (Wall ve Cipra, 1992; Anusavice, 1996; Kelly ve Nishimura, 1996; Anusavice ve Phillips, 2003).

Camın ve seramiklerin güçlendirilmesi amacıyla en sık kullanılan yöntemlerden biri de, seramiğin yapısında var olan baskı gerilimlerini malzemenin yüzeyine çıkartmaktır. Bu amaçla 'iyon değişimi' ve 'temperleme' gibi çeşitli teknikler uygulanmaktadır (Anusavice, 1996; Anusavice ve Phillips, 2003).

İyon değişimi, sodyum ve potasyum gibi farklı büyüklükteki iyonların yer değiştirmesi ile yüzeyde baskı kuvvetine dirençli ince bir tabaka oluşturulması işlemidir. Sodyum içeren cam yapı, potasyum nitrat banyosunda bekletildiğinde, yüzeyindeki sodyum iyonları % 35 daha büyük olan potasyum iyonları ile yer değiştirmektedir. Daha önce sodyum tarafından kaplanan yerin potasyum iyonu ile doldurulması ile yüzeyde yaklaşık 700 MPa'lık baskı direncinin oluşması sağlanmaktadır. Bu işlem kimyasal güçlendirme olarak da tanımlanmaktadır (Wall ve Cipra, 1992; Kelly ve Nishimura, 1996).

Temperleme yöntemi ise, camın yumuşama derecesinin biraz altındaki sıcaklığa kadar ısıtılarak, aniden oda sıcaklığına soğutulmasıdır. Bu ani soğutma işlemi ile iç tabaka daha yavaş soğurken büzülme eğilimi göstermekte, dış tabaka ise rijit olarak kalmaktadır. Böylece dıştaki daha erken sertleşmiş yüzey tabakası ile içyapı arasında gerilimler oluşmakta ve içyapıda çekme gerilimleri, yüzeyde ise baskı gerilimleri ortaya çıkmaktadır. Bu yöntem genellikle sıcak cam fazındaki porselen

yapının silikon yağı ve eriyik tuz içine batırılması ya da hava ile gerçekleştirilmektedir (Kelly ve Nishimura, 1996; Van, 2002).

Camın kristal bir faz ile güçlendirilmesi, çatlağın materyal içerisinde ilerlemesini engelleyebilen farklı bir kristal faz kullanılması esasına dayanır. (Anusavice, 1996; Denry, 1996; Anusavice ve Phillips, 2003; Rosenstiel ve ark., 2006). Camsı yapıdaki diş hekimliği seramikleri lösit, lityum disilikat, alumina, magnezyum-alumina spinell ve zirkonya gibi kristallerin ilavesiyle güçlendirilirler. Bazı kristallerin ilavesi seramiklerin güçlendirilmesinde diğerleri kadar etkili değildir. Güçlendirme etkisi; kristalin tipine, boyutuna, hacmine, oranına ve cam matrisle arasındaki ısı genleşme katsayısı farkına bağlıdır (Anusavice, 1996; Anusavice ve Phillips, 2003).

Camın kontrollü kristalizasyonu işlemi de seramik yapıyı güçlendirme de kullanılan yöntemlerden biridir. Cam seramiklerin esası, kaybolan mum tekniği ile dökümü yapılan camın ısı işlemler uygulanarak seramiğe dönüştürülmesidir. Bu işlem, cam matris içinde çekirdeklerin oluşması ve bu çekirdeklerin çevresinde kristal büyümesi şeklinde iki aşamada gerçekleşmektedir. Böylece amorf yapı yerine kontrollü kristal büyüklüğü elde edilmiş, homojen, porözitesi olmayan ve eşit büyüklükte yüksek dayanıklılığa sahip mikroyapılar ortaya çıkmaktadır. Dicor, Ceraparl ve Cerestore sistemlerinde kullanılan seramikler, bu teknikle güçlendirilen cam seramiklere örnek oluşturmaktadır (Wall ve Cipra, 1992; Anusavice, 1996; Van, 2002; Anusavice ve Phillips, 2003).

Seramik yapının güçlendirilmesinde kullanılan diğer bir yöntem olan cam infiltrasyonu ile seramiğin güçlendirilmesi uygulamasında, sinterlenmiş alüminyum oksit üzerine cam infiltrasyonu ile seramiğin yapısındaki poröziteler giderilmekte, restorasyona yüksek ısılarda stabilite ve akma direnci gibi üstün özellikler kazandırılmaktadır. In-Ceram (VITA, Bad Sackingen, Almanya) sisteminde uygulanan bu teknikte alüminyum oksit ve cam iki kademeli bir işleminden geçirilerek normalden daha dirençli bir yapı elde edilmiştir. In-Ceram'da tanecik boyutu çok küçük olan sinterlenmiş alüminyum oksit kristalleri ince bir tabaka halinde düşük

viskozitedeki lantan oksit (La_2O_3) camı ile cam infiltrasyonu uygulanmaktadır (McLean, 1980; Sorensen ve Torres, 1992).

2.1.6. Dental seramiklerin sınıflandırılması

Dental seramikler kullanım yerlerine, ışık geçirgenliklerine, fırınlama sıcaklıklarına, kırılma dirençlerine, içeriklerine ve üretim teknikleri gibi parametrelere göre sınıflandırılabilir.

2.1.6.1. Kullanım yerlerine göre

- Dental implant sisteminde kullanılan seramikler
- Ortodontik braketlerin yapımında kullanılan seramikler
- Hareketli proteze ait yapay dişlerde kullanılan seramikler
- Kron, veneer, post-kor, inley-onley ve sabit parsiyel protez yapımında kullanılan seramikler (Sakaguchi ve Powers, 2012)

2.1.6.2. Fırınlama sıcaklıklarına göre

- Yüksek ısı seramikleri ($>1300^\circ\text{C}$)
- Orta ısı seramikleri ($1101^\circ\text{C} - 1300^\circ\text{C}$)
- Düşük ısı seramikleri ($850^\circ\text{C} - 1100^\circ\text{C}$)
- Çok düşük ısı seramikleri ($< 850^\circ\text{C}$) (Anusavice ve ark., 2013; Babu ve ark., 2015)

2.1.6.3. Işık geçirgenliklerine göre (Buğurman ve Türker, 2012; Anusavice ve ark., 2013)

- Transparan yapıya sahip seramikler
- Transludent yapıya sahip seramikler
- Opak yapıya sahip seramikler

2.1.6.4. Kırılma dirençlerine göre (Anusavice ve ark., 2013)

- Yüksek kırılma direncine sahip seramikler
- Orta kırılma direncine sahip seramikler
- Düşük kırılma direncine sahip seramikler

2.1.6.5. İçeriklerine göre (Powers ve Wataha, 2013)

- Camsı seramikler
- Cam esaslı partikül dolduruculu seramikler
 - Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler
 - Florapatit ile güçlendirilmiş cam seramikler
- Kristalin esaslı cam dolduruculu seramikler
 - Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler
 - Cam dolduruculu alümina esaslı seramikler
 - Cam dolduruculu magnezyum ve alümina esaslı seramikler
 - Cam dolduruculu zirkonya ve alümina esaslı seramikler
- Polikristalin seramikler
 - Alümina
 - Zirkonya

Gracis ve ark., (2015), içeriklerine göre seramik ve seramik benzeri restoratif materyaller için yeni bir sınıflama yapmıştır:

- Cam-matriks seramikler
 - Feldspatik
 - Sentetik
 - ✓ Lösit bazlı
 - ✓ Lityum disilikat ve türevleri
 - ✓ Florapatit bazlı
 - Cam-infiltré
 - ✓ Alümina
 - ✓ Alümina ve magnezyum

✓ Alümina ve zirkonya

- Polikristalin seramikler
 - Alümina
 - Stabilize zirkonya
 - Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
 - Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya
- Rezin-matriks seramikler
 - Rezin nanoseraamik
 - Rezin matriks içerisinde interpenetre cam seramik
 - Rezin matriks içerisinde interpenetre zirkonya-silika seramik

2.1.6.6. Üretim tekniklerine göre (Datla v ark., 2015)

- Geleneksel sinterlenen seramikler
- Dökülebilir cam seramikler
- Isı ve basınç altında şekillendirilen, preslenebilir seramikler
- Refraktör day üzerinde hazırlanan, cam infiltre seramikler
- CAD-CAM ve kopya-freze sistemi ile üretilen seramikler

Üretim Tekniklerine Göre Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

2.1.6.6.1. Geleneksel olarak sinterlenen seramikler

Seramik partiküllerinin yüksek sıcaklık altında ısı yoluyla birleştirilerek daha dayanıklı ve kararlı bir yapı haline getirilmesi işlemine sinterizasyon denir. Sinterleme işlemi, seramik restorasyonların final özelliklerinden sorumlu olan fiziksel-kimyasal reaksiyonları başlatmaktadır. Sinterlemenin son aşamasında ;sinterleme sıcaklığı, zamanı ve erime viskozitesinden etkilenen yapı içerisindeki porözite miktarı, azalmaktadır (Datla ve ark., 2015).

Lösit ile güçlendirilmiş feldspatik seramikler

Hacimsel olarak yaklaşık %45 oranında potasyum alümina silikat yapısındaki tetragonal lösit kristalleri, geleneksel feldspatik porselenlere eklenerek elde edilmiştir. Optec HSP (Jeneric, Pentron INC., Amerika), dental piyasada bulunan lösit ile güçlendirilmiş feldspatik porselen tipine örnektir. Materyal yapısındaki artan lösit kristalleri, yüksek basma ve makaslama direnci ile yüksek termal kontraksiyon katsayısı sağlamaktadır (Usha ve ark., 2014; Tatal ve ark, 2015).

Seramik yapı içerisindeki lösit kristallerinin camsı matrikse göre daha yüksek termal kontraksiyon katsayısına sahip olması özelliğiyle ; lösit kristallerinin etrafında fırınlama sonrası soğuma esnasında, baskı stresleri oluşmaktadır.Çatlamanın yayılmasına karşı zayıf camsı fazın direncini arttırarak kırık oluşumunu ; çatlak deflektörü gibi davranan bu stresler önlerler (Anusavice ve ark., 2013). Kor altyapı gereksinimine ;Optec HSP kullanılarak yapılan tam seramik restorasyonlarda ihtiyaç duyulmamaktadır (Rosenblum ve Schulman, 1997).

Kristalin içeriği fazla olsa bile, lösit kristallerinin sahip olduğu düşük kırılma indisi, seramik materyaline translusent özellik kazandırmaktadır. Bükülme dayanımlarının yaklaşık olarak 160-300 MPa arasında olduğu ve endikasyonlarının; düşük stres alanları olan ;inley, onley, veneer ve kron restorasyonları olduğu belirtilmektedir (Usha ve ark., 2014; Datla ve ark., 2015).

Alümina esaslı seramikler

1965 yılında McLean ve Hughes ilk kez, %40-50 oranında alümina ile güçlendirilmiş seramikleri tanıtmıştır. Southan ve Jorgensen refraktör day materyalini 1972 yılında geliştirmiş ve bu yöntem kullanılarak geliştirilen ilk sistem Hi-Ceram sistemi olmuştur. Hacimsel olarak %75 oranında alümina içeren Hi-Ceram (VITA-Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kor materyalinin, geleneksel seramiklere göre %25 daha sert olduğu ve bükülme direncinin yaklaşık olarak 155 MPa olduğu belirtilmiştir (Yavuzylmaz ve ark., 2005; Bayındır ve Uzun, 2007). Materyalin dayanıklılığı ile birlikte opasitesinin de artması, altyapı olarak kullanımına olanak sağlamıştır. Day materyali, kor yapısı ve veneer seramiğinin termal genleşme

katsayılarının birbirine eşit olması, Hi-Ceram kor materyalinin fırınlanmasına olanak sağlayarak restorasyonun direkt day üzerinde oluşturulmasını mümkün kılar. Kullanımı ise kron restorasyonların yapımı ile sınırlı kalmıştır (Buğurman-Yalım ve Türker, 2012; Tatal ve ark., 2015).

Magnezya esaslı seramikler

O'Brien tarafından 1984 yılında kor materyali olarak kullanılan yüksek termal ekspansiyona sahip seramikler tanımlanmıştır. Magnezyum oksit (MgO , magnezya) kristalleri (%40-60) ile silika cam partiküllerinin $1100-1150^{\circ}C$ 'de kimyasal reaksiyonu sonucu meydana gelen forsterit kristalleri (Mg_2SiO_4), seramik kor yapının dayanıklılığından sorumludur. Magnezya ile güçlendirilmiş seramiklerin bükülme direnci arttırılmıştır ve termal genleşme katsayısı feldspatik porcelene oldukça yakındır (Usha ve ark., 2014; Datla ve ark., 2015).

Zirkonya esaslı seramikler

Zirkonya polikristalin materyali; geleneksel feldspatik porcelene eklenerek yapının dayanıklılığı arttırılmıştır. Dental piyasada bulunan zirkonya ile güçlendirilmiş feldspatik seramik kor materyaline; Mirage II (Chameleon Dental, Kansas, Amerika) örnektir. (Yavuzylmaz ve ark., 2005; Usha ve ark., 2014).

Hidrotermal seramikler

Hidrotermal seramikler, cam matriks içerisinde hidroksil grupları içerir ve düşük erime sıcaklığına sahiptir. Seramiğin mekanik dayanıklılığını; yapı içerisindeki hidroksil iyonlarının değişim mekanizması arttırmıştır. Duceram LFC ve lösit içeren Duceragold (DeguDent, Hanau, Almanya) olmak üzere temel olarak iki tip hidrotermal seramik bulunmaktadır. Amorf florin cam içerisinde hidroksil iyonları içeren Duceram LFC, $660^{\circ}C$ 'de fırınlanabilmektedir ve seramik inley, onley ve veneer yapımında kullanılabilmektedir. Hidrotermal seramikler tamir edilebilme özelliğine sahiptir ve bükülme dayanıklılığı yaklaşık olarak 110 MPa'dır. Temel dezavantajının

restorasyonun yapımı için özel day gerektirmesi olduğu belirtilmiştir (Rosenblum ve Schulman, 1997; Usha ve ark., 2014).

2.1.6.6.2. Dökülebilir cam seramikler

Mika esash

Dicor ;ticari olarak ilk geliştirilen dökülebilir cam seramik materyalidir ve hacimsel olarak %55 tetrasilisik flormika kristalleri ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$) içermektedir (Kelly ve ark., 1996; Kelly, 2004). Restorasyon, kayıp mum tekniği kullanılarak üretilmekte olup model üzerinde hazırlanan mum modelaj fosfat bağlı rövetmana alınmaktadır. Eritilmiş cam seramik ingot; mumun uzaklaştırılmasını takiben 1380°C’de santrifüj tekniği ile dökülmektedir. Elde edilen cam yapının kontrollü kristalizasyonu 1075°C’de 6 saat boyunca ısıtılarak sağlanmaktadır ve bu işlem seraming (*ceramming*) olarak isimlendirilmektedir (Shenoy ve Shenoy, 2010; Datla ve ark., 2015). Seraming tekniği materyalin dayanıklılığını ve sertliğini arttırarak, çiğneme kuvvetleri altında çatlak ilerlemesini önlemeye yardımcı olmaktadır. Dicor’un bükülme dayanıklılığı yaklaşık olarak 110-172 MPa’dır.Yetersiz fiziksel özellikleri nedeniyle kullanımı veneer, inley ve anterior bölgede kron restorasyonu ile sınırlı kalmıştır (Anusavice ve ark., 2013). Düşük gerilme direnci ve ileri derecedeki ışık geçirgenliği nedeniyle de popüler kalamamıştır. (Pollington ve Noort, 2009; Başbuğ ve Gözneli, 2012).

Hidroksiapatit esash

Doğal diş yapısını taklit etmek için sentetik hidroksiapatitin ideal restoratif materyal olacağı düşüncesiyle 1985 yılında, Hobo ve Iwata tarafından geliştirilen Cerapearl (Kyocera, San Diego, Amerika), dökümü yapılabilen apatit bir cam seramiktir (Bayındır ve Uzun, 2007; Buğurman-Yalım ve Türker, 2012). 1460°C’de santrifüj tekniği ile seramik dökülerek elde edilen cam yapı, tekrar ısıtma işlemine tabi tutularak 870°C’de kontrollü kristalizasyonu sağlanarak, oksiapatit kristalleri oluşmaktadır. Nem varlığında; kristalin faz olarak oksiapatit içeren yapısı, hidroksiapatite dönüşmektedir. Biyouyumlu bir materyal olan Cerapearl, klinik olarak

kron ve inley endikasyonuna sahiptir (Usha ve ark., 2014). Bükülme dayanıklılığının yaklaşık olarak 150 MPa olduğu ve ışık kırma indeksi, yoğunluğu ve termal iletkenliğinin doğal mine yapısına benzer olduğu bilinmektedir. (Buğurman Yalım ve Türker, 2012; Tatal ve ark., 2015).

Lityum esaslı

OCC Olympus (Olympus Co., Tokyo, Japonya) lityum esaslı, mika ve beta spodümen kristallerine sahip, dökülebilir bir cam seramik materyalidir (Saint-Jean, 2013).

2.1.6.6.3. Refraktör day üzerinde hazırlanan, cam infiltre seramikler

Bu grupta yer alan seramikler *slip-casting* ve cam infiltre edilmesi ile üretilmektedir. *Slip-casting* tekniğinde, seramik süspansiyonu fırça yardımıyla refraktör day üzerine sürülerek şekillendirilmektedir ve day materyali sahip olduğu gözenekli yapı sayesinde, seramik içerisindeki suyu absorbe ederek kondenzasyona yardımcı olmaktadır (Kelly ve ark, 1996; Sakaguchi ve Powers, 2012). Refraktör day üzerindeki seramik yapı 120°C’de 2 saat ısıtıldıktan sonra, 1120°C’de 10 saat süreyle fırınlanarak kısmen sinterlenmiş altyapı elde edilmektedir (Anusavice ve ark., 2013). Fırınlama sırasında refraktör day materyali seramik yapıya göre daha fazla büzülme göstererek, yapının day üzerinden kolayca ayrılmasını sağlamaktadır. Sinterleme sonucu elde edilen oldukça pöröz seramik altyapıdaki pörözitelerin elimine edilmesi ve dayanıklılığın artırılması için, altyapı 1100°C’de 4 saat boyunca lantanyum oksit cam ile infiltre edilmektedir. Restorasyon veneer seramiği olan feldspatik porselen ile tamamlanmaktadır. Bu üretim yöntemi, teknik açıdan hassasiyet gerektirmektedir (Guess ve ark., 2011; Saint-Jean, 2013; Datla ve ark., 2015). Cam infiltre seramiklerin kor yapısına göre; alümina, spinel ve zirkonya olmak üzere 3 farklı tipi mevcuttur:

Alümina ile güçlendirilmiş cam infiltre seramikler

Hacimce yaklaşık olarak %85 oranında sinterlenmiş alümina içeren ilk yüksek dayanıklı alümina kor sistemi olan In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik, Bad

Säckingen, Almanya) 1989 yılında tanıtılmıştır. Yarı opak bir yapıya sahip olan sistemin bükülme dayanıklılığı yaklaşık 450 MPa olarak belirtilmektedir. Esas endikasyonu, tek üye kronlar olmasıyla beraber 3 üye anterior köprülerde de kullanılabilir (Krishna ve ark., 2009; Pollington ve Noort, 2009; Anusavice ve ark., 2013).

Alümina ve Magnezya ile güçlendirilmiş cam infiltre seramikler

VITA Zahnfabrik tarafından 1994 yılında, daha estetik ve translusent bir materyal geliştirmek için alümina ve magnezya kristalleri içeren (spinel, $MgAl_2O_4$) In-Ceram Spinel sistemi tanıtılmıştır. In-Ceram Alumina'ya göre, spinel kristallerinin daha düşük kırılma indisine sahip olma özelliği ile translusensi artırılmış, ancak bükülme dayanıklılığının (350 MPa) azalması sebebiyle kullanımı anterior kronlar ile sınırlı kalmıştır (McCabe ve Walls, 2008; Sener ve Türker, 2009; Kırmalı, 2014).

Alümina ve Zirkonya ile güçlendirilmiş cam infiltre seramikler

In-Ceram Alumina, seramik kor yapısı içerisinde %35 kısmen stabilize edilmiş zirkonya eklenerek mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amaçlanmış ve nihayetinde In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) üretilmiştir. Alümina ve zirkonya kristalleri içeren kor yapısının bükülme dayanıklılığı yaklaşık 700 MPa'dır. Posterior kron ve 3 üyeli köprülerde kullanılan sistem, opak yapısı nedeniyle anterior restorasyonlarda tercih edilmemektedir (Shenoy ve Shenoy, 2010; Guess ve ark., 2011; Kırmalı, 2014).

Her 3 sistem de *slip-casting* tekniği ile üretilmelerinin yanı sıra geliştirilen bloklar sayesinde CAD-CAM sistemi ile de üretilmektedir (Pollington ve Noort, 2009; Saint-Jean, 2013).

2.1.6.6.4. Isı ve basınç altında preslenebilir seramikler

İngotlar şeklinde bulunan preslenebilir seramikler, kayıp mum tekniği ile oluşturulan boşluğa yüksek ısı altında basınçla preslenerek uygulanmaktadır. Bu

Üretim tekniği, yoğunluğun ve mekanik özelliğin artmasına bağlı olarak; pörözite, geniş partikül büyümesi ve sekonder kristalizasyonu önlemeye yardımcı olmaktadır (Usha ve ark., 2014; Datla ve ark., 2015).

Lösit esaslı preslenebilir seramikler

1990 yılında dental piyasaya sunulan IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), hacimce yaklaşık olarak %35-45 oranında lsit kristalin faz içermektedir. Mum modelasyonu yapılan restorasyon, alümina pistonlu özel bir kalıpta fosfat bağlı rvetmana alınmaktadır ve kayıp mum tekniği ile negatif boşluk oluşturulmaktadır. Seramik ingot 1150/1180°C’de vakum altında negatif boşluğa preslenmektedir. Boyama teknikleri ya da tabakalama tekniği kullanılarak Final restorasyon tamamlanmaktadır (Buğurman-Yalım ve Türker, 2012; Coşkun ve Yaluğ, 2002; Rosenblum ve Schulman, 1997).

Yapının güçlendirilme mekanizması; sıcak presleme tekniği ile lsit kristallerinin yapı içerisinde homojen olarak dağılması, üretim sıcaklığında stabil tetragonal fazın oluşması ve lsit kristalleri ve cam faz arasındaki termal ekspansiyon katsayısına bağlı olarak kristaller etrafında oluşan baskı stresleri ile açıklanmaktadır (Datla ve ark., 2015; Pollington ve Noort, 2009; Usha ve ark., 2014). Ek fırınlamaların ilave lsit kristalizasyonu sağlayarak, bükülme direncini önemli derecede geliştirdiği belirtilmiştir (Dong ve ark., 1992).

lsit 1-5 µm boyutunda kristallerine sahip olan IPS Empress’in bükülme dayanıklılığı yaklaşık 112 MPa olarak belirtilmiştir. Doğal dişe yakın ışık geçirgenliğine sahip sistemin endikasyonları arasında; inley, onley, veneer ve tek ye kronlar yer almaktadır (Anusavice ve ark., 2013; Guess ve ark., 2011; Pollington ve Noort, 2009). Yapı içerisindeki pörözite miktarının yaklaşık olarak %9 olduğu belirtilmiştir (Datla ve ark., 2015).

Ivoclar Vivadent tarafından 2004 yılında, Empress Esthetic dental piyasaya sunulmuştur. Empress sistemi gibi lsitle güçlendirilmiş preslenebilir bir cam seramik mateyali olan Empress Esthetic, daha homojen bir yapıya sahiptir. İçerdiği daha küçük

boyutlardaki kristal partikülleri, estetik özelliğini arttırmaktadır. Bükülme direnci yaklaşık 160 MPa olarak belirtilmiştir (Buğurman-Yalım ve Türker, 2012; Pollington ve Noort, 2009).

Farklı firmalar tarafından; Optec OPC (Jeneric, Pentron), Cerpress SL (Leach and Dillon), Finesse All-Ceramic (Dentsply Ceramco), Matchpress (Matchmaker), Cergo (Degussa) ve Evopress (Wegold) gibi çeşitli lösit esaslı preslenebilir seramikler dental piyasaya sürülmüştür. (Anusavice ve ark., 2013; Buğurman-Yalım ve Türker, 2012; Kelly, 2004; Rosenblum ve Schulman, 1997).

Lityum Disilikat esaslı preslenebilir seramikler

Ivoclar Vivadent; 1998 yılında hacimce yaklaşık olarak %70 oranında lityum disilikat içeren IPS Empress 2 preslenebilir cam seramik sistemini geliştirmiştir. Çok yönlü olarak dağılmış ve birbirine kilitlenmiş lityum disilikat kristalleri ve kristaller ile cam faz arasındaki termal ekspansiyon katsayısına bağlı olarak kristaller etrafında oluşan baskı stresleri, seramik altyapıyı güçlendirmektedir (Datla ve ark., 2015; Usha ve ark., 2014). IPS Empress sistemine göre daha düşük bir sıcaklıkta (920°C 'de) preslenmektedir ve final restorasyon tabakalama tekniği ile gerçekleştirilmektedir (Buğurman-Yalım ve Türker, 2012; Guess ve ark., 2011) .

IPS Empress 2 kor seramiğinin termal genleşme katsayısı, IPS Empress'e göre daha düşüktür ve normal feldspatik cam seramik, lityum disilikat altyapı üzerinde sinterlenememektedir. Bu yüzden termal genleşme katsayısı uyumlu, apatit kristalleri içeren cam seramik materyali (IPS Eris ya da IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent) ile *veneering* işlemi uygulanmaktadır. Oldukça küçük olan apatit kristalleri, doğal diş minesine benzer şekilde ışık saçılmasını sağlamaktadır (Krishna ve ark., 2009). Pörözite miktarının yaklaşık olarak %1 olduğu belirtilmiştir (Datla ve ark., 2015).

IPS Empress'ten 3 kat daha fazla olan (350 MPa) bükülme dayanımına sahip olan IPS Empress 2 sistemi; inley, onley, veneer, anterior/posterior kron ve ikinci premolara kadar uzanan 3 üyeli köprü yapımına olanak sağlamaktadır (Anusavice ve ark., 2013; Pollington ve Noort, 2009).

2005 yılında, IPS Empress 2'nin daha gelişmiş versiyonu olan IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) dental piyasaya sunulmuştur. Farklı fırınlama tekniği ile materyalin fiziksel özellikleri ve translusensi geliştirilmiştir (Guess ve ark., 2011). Mikroyapısı, cam matriks içerisine gömülü iğne şekilli lityum disilikat kristalleri ile karakterizedir. Yaklaşık bükülme dayanımı 440 MPa olan IPS e.max Press; inley, onley, veneer, anterior/posterior kron ve ikinci premolara kadar uzanan 3 üyeli köprü yapımında kullanılmaktadır (Anusavice ve ark., 2013). Restorasyonun estetik başarısının sağlabilmesi için seramik ingotlar, farklı renk ve opasitelerde tasarlanmıştır. Veneerleme porseleni olarak IPS e.max Ceram kullanılmaktadır (Guess ve ark., 2011; Usha ve ark., 2014).

Jeneric, Pentron tarafından geliştirilen OPC 3G, lityum disilikat ile güçlendirilmiş preslenebilir bir cam seramik ürünüdür (Anusavice ve ark., 2013; Krishna ve ark., 2009).

Florapatit esaslı preslenebilir seramikler

Zirkonya altyapılı tam seramik restorasyonların optik özelliklerinin doğal diş benzer hale getirilmesi amacıyla geliştirilen IPS e.max ZirPress, florapatit esaslı cam seramik materyalidir. Farklı renk ve opasitelerde tasarlanan IPS e.max ZirPress sisteminde final restorasyon, boyama teknikleri ya da tabakalama tekniği kullanılarak tamamlanmaktadır (Datla ve ark., 2015; Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.1.6.6.5. CAD-CAM ve kopya-freze sistemi ile üretilen seramikler

1980'li yılların ortasında CAD-CAM sisteminin restoratif diş hekimliğine girmesiönemli teknolojik gelişmeleri beraberinde getirmiştir. Geleneksel yöntemlerle üretilen seramiklerin teknik hassasiyet gerektirmesi, zaman alıcı olması ve çeşitli değişkenlere bağlı olarak öngörülememesi nedeniyle CAD-CAM'in diş hekimleri ve laboratuvar için iyi bir alternatif olabileceği düşünülmektedir (Bhat ve ark., 2016).

CAD-CAM sistemi üç ana bileşenden oluşmaktadır. Birinci bileşen intraoral ya da ekstraoral tarama yaparak, yüzey geometrisini bilgisayar tarafından işlenebilen

dijital bilgilere dönüştüren dijitalizasyon cihazı/tarayıcısıdır. İkinci bileşen olan CAD yazılımı, üretilecek olan restorasyonun bilgisayar ortamında üç boyutlu olarak tasarımını ve planlanmasını sağlayan veri tabanıdır. Üçüncü bileşen olan CAM ise tasarlanan restorasyonun frezleme cihazı ile elde edilmesini sağlayan üretim teknolojisidir (Beuer ve ark., 2008).

Mevcut CAD-CAM sistemleri üretim tekniklerine göre üç gruba ayrılmaktadır (Baroudi ve Ibraheem, 2015; Beuer ve ark., 2008; Kanat-Ertürk ve ark., 2015):

- Ofis sistemi: Hekim hasta başında intraoral tarama sonucu elde edilen dijital model üzerinde tasarımı gerçekleştirerek, restorasyonu klinikte tek seansta oluşturmaktadır. ED4 (D4D Technologies, Richardson, Texas) ve CEREC (Sirona Dental, Bensheim, Almanya) sistemi, ofis sistemleri arasında yer almaktadır (Fasbinder, 2013). Ayrıca CS3500, CS3600 & CS3000 (CeraStream Dental, Rochester, Amerika), myCrown Scan & myCrown Mill (Fona Dental, Bratislava, Slovakya), PlanScan, Emerald & PlanMill (Planmeca, Helsinki, Finlandiya) sistemleri, üretici firmaları tarafından International Dental Show (IDS)'da ofis sistemleri olarak tanıtılmıştır (Zaruba ve Mehl, 2017).
- Laboratuvar sistemi: Fiziksel olarak alınan ölçü ya da ölçüden elde edilen model, laboratuvar ortamında dijital olarak taranmakta ve restorasyon laboratuvarında CAD-CAM sistemi ile hazırlanmaktadır. Cerec inLab (Sirona Dental, Bensheim, Almanya), Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya), Cercon (Degudent, Hanau, Almanya), DCS Preci-Fit (Popp Dental Laboratory, Greendale, Amerika), Zeno Tec (Wieland Dental, Pforzheim, Almanya) bu grupta yer alan CAD-CAM sistemleri arasındadır (Çelik ve ark., 2013; Tokgöz-Çetindağ ve Meşe, 2016).
- Merkezi üretim: Modelin laboratuvarında taranmasından sonra restorasyon tasarlanmaktadır ve elde edilen veriler internet aracılığıyla üretim merkezine gönderilmektedir. Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) ve

LAVA (3M ESPE, Seefeld, Almanya) bu grupta yer alan CAD-CAM sistemleri arasındadır (Kanat-Ertürk ve ark., 2015).

Hasta başında restorasyon üretimine olanak sağlayan CAD-CAM materyalleri arasında; seramikler, kompozit rezinler ve rezin-seramik hibrid materyaller yer almaktadır (Baroudi ve Ibraheem, 2015).

Laboratuvarda üretilen lityum disilikat cam seramik ya da zirkonya gibi seramik materyallerinin üretimi monolitik olarak gerçekleştirilebileceği gibi alt yapı üretimi de gerçekleştirilmektedir. Elde edilen altyapı seramiği; manuel olarak tabakalama, ısı ile presleme (press-on) ya da veneer seramiğinin CAD-CAM tekniği ile elde edilmesinden sonra bağlantısı sağlanarak (CAD-on) restorasyon tamamlanmaktadır (Anusavice ve ark., 2013, s.455).

Li ve ark., 2014 CAD-CAM sisteminde kullanılan seramik materyallerini aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır:

- CAD-CAM cam seramik materyalleri
 - CAD-CAM ile uyumlu feldspatik seramikler
 - CAD-CAM ile uyumlu mika esaslı seramikler
 - CAD-CAM ile uyumlu lösit ile güçlendirilmiş seramikler
 - CAD-CAM ile uyumlu lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler
 - CAD-CAM ile uyumlu cam infiltre alümina ve zirkonya seramikler
- CAD-CAM alümina ve zirkonya polikristalin seramik materyalleri
 - Alümina esaslı polikristalin seramikler
 - Stabilize zirkonya esaslı polikristalin seramikler
 - ✓ İtriya ile kısmi stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri
 - ✓ Magnezya ile kısmi stabilize zirkonya
 - ✓ Serya ile stabilize alümina/zirkonya nanokompozit

Daha düzenli ve yoğun bir kristal yapısına sahip olan alümina ve zirkonya polikristalin seramikleri camsı matriks faz içermezler. Çatlak ilerlemesini yoğun kristal örgü yapısı azaltarak, materyale üstün mekanik özellikler sağlamaktadır. Materyal sertliğinin artmasıyla birlikte iyi uyuma sahip protezlerin üretimi pratik olarak ancak CAD-CAM sistemleri kullanılarak gerçekleştirilmektedir (Li ve ark., 2014).

Polikristalin seramiklerde camsı fazın bulunmaması nedeniyle hidroflorik asit ile yüzeyin pürüzlendirilmesi zorlaşmakta ve uzun süreli pürüzlendirme ya da yüksek sıcaklık gerekmektedir (Gracis ve ark., 2015). Camsı seramiklere göre daha opak bir yapıya sahip olan polikristalin seramiklerin, tam seramik restorasyonlarda gerekli estetik sonucun sağlanabilmesi amacıyla alt yapı materyali olarak kullanımı önerilmektedir (Kelly ve Benetti, 2011).

Alümina esaslı polikristalin seramikler

Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), 1993 yılında tanıtılan %99.9 oranında yüksek saflıkta alümina kristalleri içeren ilk polikristalin seramiğidir (Li ve ark., 2014). Anterior ve posterior kronlarda kullanılabilen altyapı materyali yaklaşık olarak 600 MPa bükülme dayanıklılığına sahiptir. Ölçüden elde edilen model, özel mekanik tarama cihazı ile tarandıktan sonra preparasyonun üç boyutlu dijital görüntüsü elde edilir ve veriler üretim merkezine gönderilir. Model %20 oranında daha büyük olarak hazırlanarak sinterleme sonucu oluşan büzülmeyi telafi etmekte ve alümina tozları üzerine preslenmektedir. Sinterleme sonucu istenilen boyutta elde edilen altyapı, termal genleşme katsayısı uyumlu olan estetik porselen ile veneerlenerek restorasyon tamamlanmaktadır. Silika kaplı alümina partikülleri ile kumlanan seramik yüzeyi rezin bağlantısı için gerekli mikromekanik retansiyonu sağlar (Anusavice ve ark., 2013; Krishna ve ark., 2009).

Alümina seramiklerin elastisite modülünün diğer seramiklerden yüksek olması sebebiyle kırıklara karşı olan eğilimi ve dönüşüm sertleşmesi özelliğine sahip stabilize zirkonya gibi geliştirilmiş mekanik özelliklere sahip materyallerin tanıtılması, alumina seramiklerinin popülerliğini yitirmesine neden olmuştur (Gracis ve diğerleri, 2015).

Turkom-Cera (Turkom-Ceramic, Kuala Lumpur, Malezya) dental piyasada yer alan bir diğerk alümina esaslı seramik sistemidir (Buğurman Yalım ve Türker, 2012).

Stabilize Zirkonya esaslı polikristalin seramikler

Alaşım oluşturmamış hali polimorfik bir seramik materyal olan zirkonya, oda sıcaklığından 1170°C'ye kadar monoklinik fazda, 1170°C'den 2370°C'ye kadar tetragonal fazda ve 2370°C'de kübik faza geçmektedir (Chen ve ark., 2016; Miyazaki ve ark., 2013). Serya (CeO_2), magnezya (MgO) veya itriya (Y_2O_3) gibi stabilize edici oksitlerin ilavesi ile oda sıcaklığında ana fazı kübik kristallerin minör fazı ise monoklinik ve tetragonal kristallerin oluşturduğu, çok fazlı kısmen stabilize zirkonya (PSZ) üretimi sağlanmaktadır. Sadece tetragonal kristallerden oluşan monofazik bir materyalden de oluşabilmektedir ve tetragonal zirkonya polikristalin (TZP) olarak adlandırılmaktadır (Li ve ark., 2014).

Materyal yüzeyindeki çatlak gibi mekanik uyaranlara yanıt olarak; metastabil bir faz olan tetragonal faz, monoklinik faza dönüşebilir. Dönüşümü; çatlak ucunda oluşan stress tetiklemektedir. Çatlak bölgesindeki tetragonal – monoklinik faz dönüşümü sonucu, monoklinik fazdaki kristallerin daha büyük olması kaynaklı materyalde %4'lük bir hacim artışı oluşmaktadır. Çatlak alanında sıkıştırıcı stresleri hacimsel artış oluşturmaktadır ve dönüşüm sırasında enerji dağılımını sağlamaktadır. Kırık ilerlemesini 'Dönüşüm sertleşmesi' olarak adlandırılan bu mekanizma önlemektedir ve ek olarak zirkonyaya üstün mekanik özellikler sağlamaktadır (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016; Anusavice ve ark., 2013; Kelly, 2004). Zirkonya materyali, yüksek kırılma tokluğuna ($9\text{-}10 \text{ MPa m}^{-1}$) ve yaklaşık alüminanın iki katı bükülme direncine ($900\text{-}1200 \text{ MPa}$) sahiptir. Bu karakteristik özellikler materyalin posterior sabit köprü protezinde kullanımını ve kor kalınlığının azalabilmesini sağlamaktadır (Bhat ve ark., 2016; Malkondu ve ark., 2016). Fakat, çatlak yayılımı tamamen önlenememekle beraber yüksek stres altında kırılma riski devam etmektedir. (Daou, 2014; Li ve ark., 2014).

Tanecik boyutu Zirkonya'nın mekanik özelliklerini etkileyen bir diğerk faktördür. Materyal; belirli bir tanecik boyutunun üzerinde az stabildir ve tetragonal –

monoklinik faz dönüşümüne daha duyarlıdır. Tanecik boyutu azaldıkça ($< 1\mu\text{m}$) faz dönüşümü eğilimi de azalır. Ancak tanecik boyutu $0.2\ \mu\text{m}$ altında olduğunda faz dönüşümü olması engellenir ve kırılma dayanıklılığının azalmasına yol açar. Yüksek sinterleme sıcaklıkları ve daha uzun sinterleme süreleri tanecik boyutlarının artışına neden olmaktadır (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016; Denry ve Kelly, 2008).

Düşük ısı degradasyonu; su varlığında ve nispeten düşük sıcaklıklarda zirkonya yüzeyinde metastabil tetragonal fazın monoklinik faza spontan bir şekilde dönüşmesi ve ilerlemesi fenomenidir. Yavaş bir dönüşüm olan bu fenomende, zirkonya yüzeyindeki izole taneciklerdeki faz dönüşümü hacimde bir artışa neden olmaktadır ve çevresindeki taneciklere stres oluşturarak mikroçatlağa neden olmaktadır. Suyun penetre olmasına mikroçatlak izin verir ve süreç ilerler bu da material dayanıklılığında belirgin azalmaya sebep olur. Dayanıklılıktaki bu azalma; stabilizatör konsantrasyonu ve dağılımı, tanecik boyutu ve rezidüel stres varlığı ile ilişkilidir ve çeşitli zirkonya seramiklerde farklılık göstermektedir ve (Daou, 2014; Kelly ve Denry, 2008; Li ve ark., 2014).

Zirkonya restorasyonlar, CAD-CAM sistemi kullanılarak ya yarı sinterlenmiş blokların yumuşak freze tekniği kullanılarak işlenmesinden sonra yüksek sıcaklıkta sinterlenmesi ile ya da tam sinterlenmiş blokların sert freze tekniği kullanılarak işlenmesi ile üretilmektedir (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016; Daou, 2014). Sinterlenmeye bağlı büzülme; tam sinterlenmiş zirkonya bloklarda oluşmaz fakat yüksek sertlikleri nedeniyle işlenmeleri zorlaşır ve bu da frezlerin aşınmasına sebep olur. Nihayetinde seramik materyalinin mekanik özellikleri olumsuz etkilenir. Piyasada bulunan tam sinterlenmiş bloklar arasında; (Bona ve ark., 2015). Everest ZH (Kavo), Denzir (Cadesthetics AB), Digizon (Digident GmbH), DC Zirkon (DCS Dental AG) yer almaktadır (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016; Anusavice ve ark., 2013).

Yarı sinterlenmiş (ön sinterleme yapılmış) zirkon bloklar, CAD-CAM ile şekillendirilmesinin ardından sinterleme sonucu nihai mekanik özelliklerine ulaşmaktadır. Sinterlemeye bağlı oluşan büzülme CAD sisteminde restorasyonun daha büyük oranlarda tasarlanması ile kompanse edilmektedir (Bona ve diğerleri, 2015).

Everest ZS (Kavo), Procera AllZircon (Nobel Biocare), Lava (3M ESPE), Cercon Smart Zirconia (Dentsply) piyasada bulunan yarı sinterlenmiş bloklar arasında yer almaktadır (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016; Anusavice ve ark, 2013; Denry ve Kelly, 2008).

İttriya ile kısmi stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri

%3 mol itriya içeren (3Y-TZP) zirkonya, 1990'lı yılların başından beri diş hekimliğinde ortodontik braket, endodontik post, kron, köprü, implant ve implant abutment materyali olarak kullanılmaktadır (Bhat ve ark., 2016). Mat beyaz renge sahip olan doğal zirkonya; sahip olduğu opasite nedeniyle, renklenmiş dişlerin ya da metal post kor gibi altyapıların maskelenmesinde kullanışlı olduğu ve estetik bölgedeki kullanımının sınırlı olduğu belirtilmektedir. Renklendirilmiş zirkonya altyapıların geliştirilmesiyle birlikte günümüzde klinik olarak daha kabul edilebilir renk uyumu sağlanabilmektedir (Li ve ark., 2014).

Magnezya ile kısmi stabilize zirkonya

Mg-PSZ (magnezya) ile kısmi stabilize zirkonya, kübik matriks içerisinde tetragonal kristalleri içeren iki fazlı bir seramik materyalidir. Materyal yapısında bulunan rezidüel pörözitelerden dolayı yüksek aşınma gösterir. Materyal magnezya ile stabilize edilmiş olmasına rağmen Mg-PSZ öncüllerinin saf olarak arındırılmasındaki zorluklar, materyalin nemli ortamda tetragonal fazdaki stabilitesinin azalmasına ve veneer uygulanmasından sonra 3Y-TZP'ye kıyasla daha düşük mekanik özelliklere sahip olmasına sebep olmaktadır. (Abd El-Ghany ve Sherief, 2016; Denry ve Kelly, 2008; Li ve ark., 2014). Kullanımı sık olmayan bu materyale Denzir-M™ (Dentronic AB, Skelleftea, İsveç) örnek olarak verilebilir. (Anusavice ve ark., 2013).

Serya ile stabilize alümina/zirkonya nanokompozit (Ce-TZP/A)

Ce-TZP düşük ısı degradasyonuna karşı dirençli olmasına karşın düşük bükülme direncine sahiptir. Nano ölçekli alüminanın matriks yapı içerisindeki

homojen yayılımı, materyalin kırılma dayanıklılığını etkilememekle beraber bükülme direncini de artırır. (Li ve ark., 2014; Miyazaki ve ark., 2013). Prospektif olgu serisinin ilk sonuçları Ce-TZP/A (Nanozir, Griesheim, Almanya) altyapı materyalinin posterior sabit protezler için güvenilir olduğunu göstermektedir (Philipp ve ark., 2010).

Kopya freze sistemleri

Kopya freze sisteminde, prepare edilmiş dişin daylı modeli elde edilir ve sonrasında model üzerinde kopya freze sistemine ait mum, kompozit gibi materyallerle manuel olarak modelaj yapılır. Modelajı yapılmış olan model tarayıcı ile taranır ve daha sonra porselen blok frezeleme ünitesinde kazınır. (Anusavice ve ark., 2013; Datla ve ark., 2015; Sener ve Türker, 2009). Kopya freze sistemlerine Zirkonzahn (Zirkonzahn GmbH, İtalya), Ceramill (AmannGirrbach GmbH, Avusturya) ve Celay (Mikrona Technologies, İsviçre) sistemleri örnek olarak verilebilmektedir.

2.2. Aşınma

2.2.1. Aşınma dayanımı

Aşınma; materyalin işlevsel koşullarda yüzeyinde meydana gelen net kayıptır. Aşınma fenomeni çoğunlukla kendiliğinden meydana gelen birçok faktöre bağlı bir olaydır. Oral kavitede mine ve dentinin aşınmasına birçok faktör sebep olmaktadır (Mair ve ark., 1996). Bunlar; antagonist dişin oluşturduğu okluzal kontaklarla oluşan doğal aşınma (atrizyon), yiyeceklerin çiğnenmesi, diş fırçalama ve toz inhalasyonu ile oluşan aşınma (abrazyon), yiyecek ve içecek içerisindeki asitlerin saldırısı, endüstriyel asitlerin solunması ve kusma sebebiyle oluşan aşınma (erezyon)'dır (Teoh ve ark., 1998). Mine ve dentin de olduğu gibi restoratif materyallerde aşınmaktadır. Bunlarda aşınmanın derecesi restoratif materyalin tipine bağlı olarak değişmektedir.

2.2.2. Restoratif materyallerin aşınma ve aşındırma özellikleri

Materyallerin aşınma dirençleri ve dokularda sebep oldukları aşınmayı etkileyen faktörler 4 başlıkta sıralanabilir;

2.2.2.1. Fiziksel faktörler

Aşınma direnci diğer fiziksel özelliklerle de etkileşim halinde olan fiziksel bir özelliktir. Klinik aşınmayı etkileyen fiziksel faktörler şunlardır; (Yap ve ark., 1997; Mair ve ark., 1996)

Gerilme dayanımı, bükülme, yorgunluk, reziliens modülü, sertlik, kırılma sertliği

Sertlik

Brinell, Knoop, Rockwell ve Vickers testleri sertliği saptamada sık kullanılan testlerdir (Philips, 1982). Bu testlerin ortak özelliği; yüzeyin sertlik değerlerini materyal yüzeyini küçük bir uçla çentikleyerek ölçmeleridir. Karşıt minenin aşınmasına, restoratif materyal sertliğinin tek başına sebep olamayacağı iddia edilmektedir. Dental seramiklerde, mine veya başka bir seramik yüzeyde hareket ederken meydana gelen aşınma, kırılma ile oluşur (Oh ve ark.2002).

Dental seramiklerin büyük çoğunluğu, diş minesi ve metal alaşımlardan daha yüksek sertliğe sahiptir. Önceleri dental seramiklerin yüksek aşındırma etkileri, sertlik değerleri ile doğrudan ilişkide olduğu kabul edilmekteydi. Özellikle metaller olmak üzere bazı materyaller, kendi sertlik dereceleriyle orantılı aşınma değerleri göstermektedirler. Restorasyonda kullanılan metalin sertliği ne kadar yüksek ise, karşıt mine dokusunda aşınma o kadar fazla olur. Örneğin; daha yumuşak olan altın esaslı alaşımlar, sert baz metal alaşımlara göre daha az aşınma gösterir (Attin ve ark., 1997; Isaacson ve ark., 1981).

Kırılma sertliği

Kırılma sertliği; kırılmaya karşı dirençli olma özelliğine denir ve de materyalin kırılması için gereken enerji miktarı olarak tanımlanabilir (Philips, 1982). Dental seramiklerin ve diğer materyallerin abraziv özellikleri yönünden de kırılma sertliği önem taşımaktadır. Materyaldeki yetersiz kırılma sertliği aşınma sırasında yüzeyden devamlı olarak ufak parçacıklar kopmasına ve nihayetinde yüzeyde yeni keskin kenarlar oluşmasına sebep olacaktır. Bu durum materyal yüzeyinde yeni düzensizlikler ortaya çıkaracak ve de ortamda üçüncü yapı olarak ortaya çıkan sert parçacıklar sebebiyle karşıt dental dokularda aşınmayı arttıracaktır (Oh ve ark.2002).

Gerilme dayanıklılığı

Seramik gibi kırılğan malzemelerin gerilme dayanıklılığı, sıkışma dayanıklılığından daha zayıftır. Bu özellik, materyalin kullanım süresinde başarısızlığına sebep olabileceğinden, kırılğan materyallerin etkili sıkışma kuvvetlerinin olduğu bölgelerde kullanılması başarılı sonuçlar doğuracaktır (Craig, 1996).

Yorgunluk

Çiğneme hareketi, restoratif materyallerde binlerce kez gerçekleşen yük döngülerine sebep olmaktadır. Genelde bir materyalde oluşan yorgunluk, materyalin homojenliği ile alakalıdır. Bu olumsuz özellikler öncelikle mikro çatlakların oluşmasına sebep olmakta, bu mikro çatlakların birleşmesiyle de makroskopik çatlaklar meydana gelmekte ve materyalden ayrılmalar izlenebilmektedir. Çentikler ya da yüzey defektleri gibi gerilimin biriktiği bölgeler, başlıca tehlikeli alanlardır ve iç kırılmalar oluşabilir (Craig, 1996).

Reziliens modülü

Deformasyon sınırına kadar yük yüklenen materyal yapısında depolanan enerji miktarını ifade eder (Philips, 1982; Craig, 1996).

Bükülme dayanıklılığı

"Kopma modülü" ve "transvers dayanıklılık" bükülme dayanıklılığı için kullanılan tanımlamalardır. Materyalin bükülmeye olan dayanıklılığı ve kuvvet altında oluşan bükülmenin miktarı da üç nokta testiyle ölçülebilir. Bükülme dayanıklılığı materyalin kalınlığı ve uzunluğuyla doğrudan ilişkilidir (Philips, 1982; Craig, 1996).

2.2.2.2. Yapısal faktörler

Seramiklerin bileşenlerinden ya da laboratuvarda hazırlanması sırasında oluşabilecek faktörlerdir;

Porözite; Yığma ve tabakalama teknikleriyle hazırlanan seramikler toz halindedir ve likitle karıştırılarak metal ya da güçlendirilmiş seramik altyapı üzerine uygulanırlar. Vakum altında pişirme esnasında ya da laboratuvar aşamaları sırasında yapılan bazı hatalardan dolayı seramik içerisinde hava kabarcıkları kalır. Seramiğin dayanıklılığı; poröz yapı hacim olarak %10 seviyesine geldiğinde yarıya düşer. Bununla birlikte seramiğin yüzeyinde oluşan aşınma sonucu yüzeyin altında hava kabarcıkları ortaya çıkar ve sonucunda karşıt dokularda oluşacak aşınmayı hızlandıracak keskin kenarlar meydana getirir. (Oh ve ark., 2002; Magne ve ark., 1999).

Kristaller; Camsı matriksin içinde gömülü olarak bulunan kristaller çok sert yapılar olmaları sebebiyle, karşıt mine dokusunda meydana gelen aşınmayla doğrudan ilgilidirler. Kristallerin abraziv etkilerinde; toplam hacimdeki tipleri, oranları, morfolojileri, içerikleri ve kristalin parçacıklarının dağılımları farklılıklar oluşturur. Tetragonal lösit tanecikleri ile yüksek ısı seramiklerinde bulunan keskin kenarlı kuartz kristalleri, dental dokulara karşı oldukça abraziv nitelikte yapılardır.

Seram tabakası; Seramik yüzeyinde, dökülebilir cam seramiklerin üretilirken ısı uygulamasıyla kontrollü kristalizasyon sağlanması aşamasında meydana gelen bir tabakadır. Seramik yüzeyine dik, kristalin çıkıntılar barındırır ve mine dokusu için oldukça aşındırıcı niteliğe sahiptir.

Makyaj; Kullanılan malzemelerin içeriğindeki sert metal oksit pigmentleri seramik yüzeyinde bulunan pürüzlerin arasına ve varsa porözlerin içine yerleşir. Aşınma direnci az olan glazür tabakasının aşınmasıyla bu pigmentler mine yüzeyinde oluşan aşınmayı hızlandırmaya başlar. Araştırmacılar bu etkinin düşünüleninden daha yüksek olduğunu, bu nedenle makyaj uygulamasının sadece oklüzal temasın olmadığı bölgelerde yapılmasının doğru olacağını ifade etmektedir (Oh ve ark., 2002).

2.2.2.3. Kimyasal faktörler

Kuvvetli asidik etkenler, sert dental dokularla birlikte seramik gibi camı yapıda bulunan restoratif materyallerin de yüzeylerinde demineralizasyona yol açabilmektedirler. Mide özsuyu ph değeri 1'in altına düşebilen oldukça güçlü bir asidiktir. Bundan dolayı, mide sıvılarının çeşitli sebeplerle ağız içine sıklıkla gelmesi, restorasyon materyalleri ve dental dokular için ciddi asidik ataklara sebep olur. Bu kimyasal etkenler, seramik yüzeyindeki glazürü bozarak altta bulunan pürüzlü yüzeyin ortaya çıkmasına sebep olarak ve seramik materyallerin aşındırıcı özelliklerini arttırmaktadır. Ayrıca korozyon sebebiyle seramik de zayıflamakta ve aşınma dayanımı azalmaktadır. Dolayısıyla, her iki yapının aşınma dayanımının azalması ve seramiğin abraziv özelliğinin artmasıyla, bazı vakalarda oklüzal dikey boyut hızlı bir şekilde azalmaktadır. İn vitro bir çalışmada, asidik ortamda seramik materyal ve mine dokusu aşınmasının çok daha hızlı olduğu gösterilmiştir (Al-Hiyasat ve ark., 1997).

2.2.2.4. Yüzey bitirme yöntemlerinin etkisi

Glazürle kaplanan seramik yüzeyinde camı yüzey tabakası meydana gelir. Bu şekilde aşındırıcı niteliği olan pürüzlü yüzeyin düzelmesi ve seramik dayanıklılığının artması sağlanmaktadır. Zorunlu kalınmadıkça kullanımı tercih edilmeyen bitirme ve polisaj uygulamalarının etkinliği konusunda çok sayıda çalışma bulunmaktadır (Xing ve ark., 2010; Trinkner ve Roberts, 1998; Leinfelder, 2005). Bu araştırmaların bazılarında, polisajlanmış ya da glazürlenmiş yüzeylerin pürüzsüzlükleri açısından gözle görülebilir herhangi bir farklılık olmadığı belirtilmektedir (Xing ve ark., 2010; Trinkner ve Roberts, 1998; Leinfelder, 2005; Preis ve ark., 2001). Bazı araştırmalarda ise yüzeylerin polisajlanmasının, glazürlenmelerine oranla daha pürüzsüz yüzey

özellikleri elde edebileceklerini belirtmektedirler. Buna karşın yapılan çalışmaların çoğunda, seramiğin polisajlanmamış ya da glazürlenmemiş yüzeyinin mine ile temasında aşındırıcılığın daha fazla olduğu belirtilmiştir (Zhi ve ark., 2016; Trinkner ve Roberts, 1998; Shortall, 2002). Hem materyallerin hem de antagonist dişlerin aşınmasına neden olan faktörler kimyasal maddelere direnç ve yüzey pürüzlülüğüdür. Glaze tabakası; anatomik konturların düzeltilmesi ve erken temasların porselenlerin simantasyonunun ardından kesilmesi ile kaldırılabilir. Simantasyon sonrası uyumlanan porselenlerde tekrarlanan glaze uygulamasında sorunlar çıkarabilmektedir. Literatürde, kalınlığı yaklaşık 20-50 μ olan glaze tabakasının ağız ortamında yaklaşık 6 ayda simantasyonu yapılan porselenlerin yüzeyinde uzaklaştığı belirtilmiştir. Uzaklaşan glaze altında açığa çıkan pürüzlü yüzeyler karşıt restorasyonların ve dokuların daha fazla aşınmasına neden olmaktadır (Janyavula ve ark., 2013; Heintze ve ark., 2008). Ayrıca ayrılan glaze artıklarının, ortamdaki yüzeylere ek aşındırıcı etkileri bulunmaktadır (Metzler ve ark., 1999). Literatürde bu durum 3 cisimli (3-body) aşınma şeklinde ifade edilmektedir. Bunu destekler nitelikteki bir diğer çalışmada, aşınma testinde, monolitik zirkon protezler ve tam metal kuronlar karşısında lityum disilikat ve lösit porselenlerinin, gevrek kırılmalar ile meydana gelen cam partiküllerinin aşınma değerlerinde artışa neden olduğu bildirilmektedir (Choi ve ark., 2016).

Simantasyona hazır parlak ve pürüzsüz bir yüzey üretim işlemi sonucu elde edilememektedir (Fasbinder ve ark., 2016). Hazırlanan restorasyonun dış hatları frezlenmesinden sonra düzeltilmelidir. Restorasyonun teslimi sırasında yapılan uyumlama işlemleri pürüzlü bir yüzey oluşmasına sebep olmaktadır. Bunun sonucunda hazırlanan restorasyonun ağızda bitirme ve parlatma işlemlerinin yapılmasını gerekli kılmaktadır (Amaya-Pajares ve ark., 2016). Pürüzsüz bir yüzey sağlamak için bitirme ve parlatma işlemleri sonucunda restorasyon yüzeyine bakterilerin tutunması engellenerek hijyenin sağlanması, restorasyonun çatlak ve kırılma riskinin azaltılması, restorasyonun aşındırma özelliğinin azaltılmasıyla antagonist dişlerin aşınmasının minimuma indirilmesi ve bükülme dayanımı maksimum seviyeye çıkarılması amaçlanmaktadır (Anusavice ve ark., 2007). Cilalama ve parlatma işlemleri restorasyonun yüzey özelliklerini iyileştirilebilir

(Kumari ve ark., 2015). Renk stabilitesi bitirme işlemleri uygulanan restorasyon üzerinde olan oksijen inhibisyon tabakası kaldırılarak arttırılmaktadır. Hasta konforu, estetik ve biyolojik yönler gibi çeşitli nedenler pürüzsüz bir seramik yüzeyi elde etmek için önemlidir. Estetik restorasyonların doğal diş ile uyumu için restorasyonun optik özellikleri, önemlidir (Yılmaz ve ark., 2008). Estetik ve teknik problemler yüzey bitirme işlemleri uygun düzeyde yapılan restorasyonlarda daha az görülmektedir. Yapılan çalışmalarda restorasyonun renk stabilitesini uygulanan bitim işleminin arttırdığı gösterilmiştir (Motro ve ark., 2012; Vichi ve ark., 2018). Glaze materyalleriyle ya da çeşitli patlı veya patsız cila kitleriyle tam seramiklerin bitim işlemleri yapılabilmektedir. Günümüzde glaze materyalleri ve manuel cilalar yüzey özelliklerine farklı şekilde ve oranda etki ettiğinden çeşitli bitim prosedürleri uygulanabilmektedir (Da Silva ve ark., 2014; Fasbinder ve Neiva, 2016).

2.2.3. Materyallerin aşınmalarının değerlendirilmesi

Materyal aşınmasının değerlendirilmesinde farklı yöntemler kullanılmaktadır ve aşınmadaki genel denklem şu şekildedir (DeLong, 1985):

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

K değeri; aşınma mekanizmasına bağlı bir sabit, F; oklüzal yük, d: toplam kayma mesafesi ve Ph: basıncın sertliği olarak ifade edilir. Oklüzal kuvvet, aktif kas kuvvetlerinin temas esnasında yüzeye dik gelen bileşeni olarak ifade edilir (DeLong, 2006).

2.2.4. Aşınmaya etki eden faktörler

Seramiğin mikro yapısı, Seramiğin tipi, Seramik yüzeyinin pürüzlülüğü, Materyalin yüzey sertliği, Materyalin kristal ve gren büyüklüğü Materyalin sürtünme dayanıklılığı, Materyalin kırılma direnci, Materyalin yorulma direnci, Monolitik zirkonyanın yüzey kalitesi, monolitik zirkonya seramiğin yüzeyine glazür veya polisaj uygulanması, Hastaya bağlı faktörler; disfonksiyonel okluzyon beslenme, çiğneme

kuvveti ve bruksizm (Park ve ark., 2014; Amer ve ark., 2015; Mundhe ve ark., 2015; Cardelli ve ark., 2015; Oh ve ark., 2002).

2.2.5. Seramik restorasyonlarda aşınma ve karşit dentisyonu aşındırma

Aşınma, katı ya da sıvı iki cismin birbirine mekanik kuvvet uygulayarak temas halinde olması ile kimyasal reaksiyon ya da kimyasal ve mekanik reaksiyonun aynı anda oluşması sonucunda yüzeyden material kaybı gözlenmesidir. Klinik olarak aşınmayı etkileyen faktörler; karşit dişin minesinin kalınlığı ve sertliği, parafonksiyonel alışkanlıkların olup olmaması, hastanın çiğneme özellikleri ve nöromuskuler yapısıdır (Miyazaki ve ark., 2009). Materyal türü, yüzey pürüzlülüğü, mikroyapısı ve materyal dayanıklılığına göre restoratif materyallerin aşınma özelliği de değişmektedir. Seramik restorasyonlarda karşit dişte aşındırma ve kırık oluşturma gözlenebilmektedir (Goodarche ve ark., 2003). Seramiklerin ideal olarak posterior bölgede karşit diş minesini aşındırma oranı bir yılda maksimum 20-40 µm olmalıdır (Stawarczyk ve ark., 2013).

Aşınma tanı yöntemleri; yüzey profilometre, ultrasonik sistem ,taramalı elektron mikroskobu (SEM), , üç boyutlu değişken odaklı yüzey tarama mikroskobu, polarize Işık mikroskobu (PLM),zayıflatılmış toplam yansıma kızılötesi spektroskopisi, , beyaz ışık interferometre, aynasal ve yaygın optik yansıma analizi, optik uyumlu tomografi (OCT), iyot geçirgenlik testi (IPT), mikrosertlik, mikroradyografi, konfokal lazer taramalı mikroskop (CLSM), Eroziv ajanda çözünmüş minerallerin kimyasal analizi, kantitatif ışık ölçümlü floresans (QLF), fluoreCam, atomik güç mikroskobu (AFM) nonoindentasyon,dijital mikrometre, dijital fotoğraflama, dijital modelleme (CAD-CAM),dijital radyografi ve çalışma modeli analizdir (Coulthwaite ve ark., 2006; Miyazaki ve ark., 2009; Park ve ark., 2014).

2.2.6. Çiğneme simülatörü

Ağız ortamındaki dental restorasyonlar, asidik ya da bazik pH ve periyodik yükleme, nem gibi pek çok zorlu koşullarla karşılaşmaktadır. Dental restorasyonların klinik mekanik başarısızlıkları uzun yıllar sonra oluşur. Yani mekanik başarısızlıklar akut şekilde aşırı yükleme ile değil yorgunluk nedeniyle oluşmaktadır. Alt ve üst çenedeki dişlerin periyodik olarak temasıyla hasar oluşur ve restorasyonların hayatta kalma olasılıkları ve kullanım süreleri kısıtlanır. Uygulanan test parametreleri; geniş aralıklı yükleme kuvvetleri, yükleme frekansı, antagonist materyal, periyot sayısı, ıslak/kuru yorgunluğu, periodontal ligament taklidi, termal siklus, dayanak materyali ile vertikal ve lateral hareketleri içermektedir (DeLong, 2006).

Dual akslı çiğneme simülatörleri, dikey ve yatay olmak üzere ve çift yönde kuvvet uygulama özelliğine sahip cihazlardır. Plastik örnek tutuculara örnekler yerleştirilir, araştırmacı tarafından yatay ve dikey hareket miktarları belirlenerek çiğneme siklusu yerine getirilir. Antagonist olarak ise farklı materyallerden ve farklı çaplarda yapılmış top uçlar kullanılır. Aktif kuvvetler çiğneme kaslarıyla üretilirler. Oklüzal temas esnasında, kayma aşamasında olanlar gibi, kas kuvvetleri oklüzal yüzeylere gelen dik ya da teğet tepkisel kuvvetler içerisinde çözümlenebilir. Bu kuvvetler, üst çeneye bağlı olarak alt çene hareketlerine kılavuzluk yaparlar ve etkileşen materyallerin aşınmaları gerçekleşir (Wassell ve ark., 1994; DeLong, 2006).

Ağız içerisinde çiğneme sırasında meydana gelen aşınmayı taklit etmeye çalışan aşınma simülatörleri; kuvvet (20-120 N), kuvvet profili (devamlı-aralıklı), temas süresi (400–600 ms), kayma hareketi (0,3-0,8 mm), kayma hareketi hızı (39-41 mm/s), yükleme döngülerinin frekansı (0,1-3 Hz), ortamın sıcaklığı (5°C-55°C) ve örnek yüzeyinin temizlenmesi (aşındırma ortamı) gibi bazı ön koşulları yerine getirmelidirler (Heintze 2006).

Tablo 1: Aşınma cihazlarına bazı örnekler:

	Aşındırıcı uç	Ortam	Hareket	Kuvvet	Yükleme	Frekans	Devir sayısı	Kurulum
ACTA	yuvarlak döner sertleştirilmiş çelik	pirinç/darı tohum kabuğu süspansiyonu	kayma hareketi	15-20 N (ayarlanabilir basma kuvveti 0-50 N)	yay	1.0 Hz	100.000–200.000	12 örnek materyalini tutabilecek çok yuvalı örnek tekeri ile birlikte örnek yuvası
OHSU	konik mine	haşhaş tohumu ve PMMA boncukları	sıkışma ve kayma hareketi	abrasyon yüklemesi 20 N, atrizyon yüklemesi 70 N	elektro manyetik	1.2 Hz	50.000-100.000 devir.	multi-mode simülör
Alabama üniversitesi aşınma simülörü	konik poliasetal	PMMA boncukları	sıkışma ve kayma hareketi	70 N vertikal	-	1.2 Hz	100.000-200.000-400.000 devir	Örneklerin yerleştirilebileceği dört-istasyon aleti
Zürich bilgisayar kontrollü çigneyici	mine	su (alkol ve diş macunu)	- sıkışma ve kayma hareketi - Lateral hareket: 0.2 mm	49N	1.7 Hz	elektro manyetik	120.000-240.000-640.000 ve 1200.000 devir.	mastikatör
BİOMAT aşınma simülörü	SS304 yuvarlak gövde	su	sıkışma ve kayma hareketi	20 MPa temas stresi	ağırlıklar	-	-	karşılıklı kompres ve kayma aşınma enstrümantasyonu

2.2.7. Termal siklus

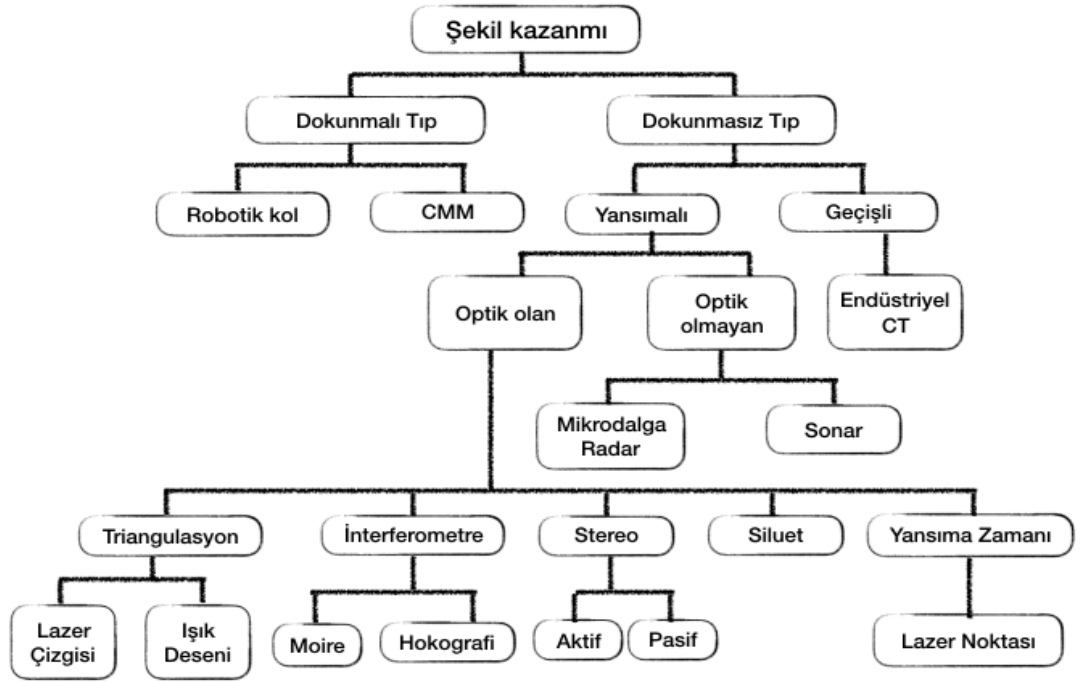
Ağız ortamını taklit etmek amacıyla termal siklus (TC) ile ıslak yorulma yapılması gereklidir. Suyun seramik restorasyonların aşınmasına olan etkisi kanıtlanmıştır. Çalışmalarda farklı termal siklus protokolleri önerilmiştir ve birçok çalışmada ISO standartlarıyla belirlenen termal siklus sıcaklık değişimleri (5°C-55°C) kullanılmıştır. Termal siklus sayısı, duraklama süresi ve suda bekletme süresi önemli miktarda değişkenlik göstermektedir. Termal siklus normal olarak mekanik yüklemeye beraber uygulanmaktadır. Bu sebeple mekanik testin süresine ve termal siklus ünitesinde belirlenen bekleme ve duraklama süresine bağlı olarak termal siklus sayısı da değişkenlik gösterir. Siklus sayısının ağız içindeki miktarı ile ilgili kesin bir

bilgi olmadığından günde 20-50 siklus olabileceği düşüncesiyle 10.000 siklusun 1 yıla denk geleceği bildirilmiştir (Kelly, 1999; Gale ve Darvell, 1999; Borges ve ark., 2009)

2.2.8. Üç boyutlu (3B) optik tarama sisteminin temel prensibi

3B parçalara ait yüzey görüntülerini ve koordinatları elde etmek için kullanılan birçok yöntem vardır. Bir parçanın sayısallaştırılmasında kullanılan yöntemler Şekil1.3’de gösterilmiştir. Fotoğraf en geniş anlamı ile 3B’lu dünyayı iki boyutlu resimlere dönüştürme işlemi olarak düşünülürse, 3B’lu tarama işlemi de buna zıt olarak iki boyutlu fotoğraflar yardımı ile 3B’lu görüntü elde edilmesidir. Ölçümü yapılan parça veya obje yüzeylerini nokta şeklinde kaydeden bir cihaza; 3B optik tarayıcı denir. Bu dönüşüm işlemini fotoğraflama işleminde tamamıyla yapmak imkansızdır. Derinlik gibi bazı bilgiler kaybolabilir. Bu sebeple parçaların 3B’lu görüntüsünü oluşturmak amacıyla farklı pozisyonlarda birden fazla fotoğraf çekimi yapılmalıdır. Nokta bulutu şeklinde parçanın tamamının görüntüsüne; bu şekilde elde edilen çekimler birleştirilerek ulaşılır (Görür ve ark., 2005).

3B’lu cisimlerin iki boyutlu fotoğraflarının çekilmesi ve bu fotoğrafların bilgisayar ortamında tekrar 3B’lu hale dönüştürülmesi işlemini hassas şekilde gerçekleştirmek için 3B optik taramada kullanılan fotogrametri ve topogrametri yöntemleri dijital kameralarla kullanılır. Bu kameralar arkasında ışık yoğunluğunu elektronik sinyallere çeviren lensleri, film yerine kullanır ve de bunu bilgisayara transfer edebilen bir CCD (Charge Coupled Device) sensöre sahiptir. 3B optik tarama tekniklerinin tamamı optik üçgenleme (optical triangulation) prensibini temel almaktadır. Üçgenleme (triangulation); belli sayıda noktanın konumunu kesin olarak elde edebilmek için, bu noktaları tepe olarak kabul eden bir alanı üçgenlere bölme işlemine denir ve tüm 3B ölçme ve tarama tekniklerinde üçgenleme tekniği kullanılır. Cisim üzerine düşürülen ışık kesitlerinin bilgileri değerlendirilir ve sistemin kamerasında kullanılan lense göre 1 milyona kadar nokta birkaç saniye içinde elde edilir sonuç olarak var olan herhangi bir model 3B olarak sayısallaştırılır (Çakır 2005; Görür ve ark., 2005).



Resim1: Sayısallaştırma yöntemlerinin sınıflandırılması (Görür ve ark. 2005).

2.3. Seramik Güçlendirme Yöntemleri

- metal alt yapı ile desteklenmesi.
- platin folyo ile desteklenmesi.
- İyon değişimi ile kimyasal sertleştirme.
- Camların kristalizasyonu.
- Kristallerin cam faz içinde dağılması.
- Yüzey işlemleri.
- Sertleştirme dönüşümü (Madhavan ve ark., 2015).

2.4. Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemleri

a. Polisaaj: Tesviye sonrası seramik yüzeylere uygulanacak polisaj işlemi ile, seramik yüzeyi daha düzgünleşir. Düzgünleştirilmiş yüzeylerde gerilim birikimlerinin

daha düşük düzeyde olacağı ve bu yüzeylerde yapılan glazür işleminin daha başarılı olabileceği savunulmaktadır (Aksoy, 2003).

b. Glaze (glazür): Simantasyondan önce son yüzey işlemi olarak önerilen glaze seramiğe düzgün ve parlak bir yüzey kazandırırken, yüzey mikroçatlaklarının ve yüzey porözitelerinin boyutlarının küçülmesini sağlamaktadır (Aksoy, 2003; Yavuzylmaz ve ark., 2005).

c. Otolaze: Seramik malzeme en son pişirildiği fırınlama sıcaklığında belirli bir süre bekletilerek gerçekleştirilir. Bu sırada seramik malzemenin en dış katmanında ergime oluşur ve ergiyen kısım yüzeydeki mikro çatlakları ve düzensizlikleri doldurur. Soğurken ise camsı faz kristalleşerek düzgün ve parlak bir yüzey oluşturur. (Aksoy, 2003).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmadaki örneklerin hazırlanması, yüzey işlemin uygulanması ve elektron mikroskobu analizleri Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında, çiğneme simülasyonu, yüzey aşınma ölçümleri, ile ultrasonik yıkama işlemleri ise İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda Araştırma Merkezinde gerçekleştirildi.

3.1. Seramik Test ve Çalışma Protokolü

Bu in vitro çalışmada, farklı yüzey işlemine tabi tutulan dört seramik malzemenin aşınmasını değerlendirmek için (iki-cisimli) aşınma testi kullanıldı. Dört seramik materyal IPS e.max CAD (IPS), Monolitik zirkonya (MZ), GC Initial LiSi Press (LP) ve VİTA Enamic (VE); üreticiler de dahil olmak üzere bu materyallerin ayrıntıları Tablo 2'de listelenmiştir. Her materyal için ($10 \times 8 \times 2$ mm) boyutlarında 30 örnek hazırlanmıştır. Her bir materyal için, farklı yüzey işlemlerine tabi tutulan üç alt gruba (her biri $n = 10$) bölünmüştür: glaze, polisaj veya hiçbirisi (kontrol olarak) hazırlandı. Her bir örnek daha sonra bir steatit antagonisti ile iki gövdeli bir aşınma testine ve termosiklusa (ısısal işleme-yaşlandırma) tabi tutuldu. 1.6 Hz. Frekansı, 240.000 çiğneme döngüsü için 49 N yükleme kuvveti ile çiğneme simülatörüne bağlanan örneklere distile su solüsyonu içerisinde, 2 mm yatay ve 2 mm dikey yönde olmak üzere iki yönlü hareket ile aşınma testleri gerçekleştirmiştir. Örnekler ve antagonistler, herhangi bir hacim kaybını analiz etmek için testlerden önce ve sonra incelendi. Bilgisayar kontrollü çiğneme simülatöründe, 5/55°C'de 5000 termal döngüde kullanılmıştır.

3.2. Çalışmada Uygulanan Aşamalar:

- 1- Seramik örneklerin hazırlanması.
- 2- Seramik örneklerin yüzey işlemleri.
- 3- Örneklerin 3B lazer tarayıcı ile taranması.

- 4- Örneklerin çiğneme simülöründe aşınma test.
- 5- Aşınma testi uyguladıktan sonra örneklerin 3B lazer tarayıcı ile taranması.
- 6- Aşınma ölçümleri ve karşılaştırması.



Resim 2: Çalışmada Kullanılan Materyaller: IPS e.max CAD, Monolitik zirkonya, GC Initial LiSi Press ve VİTA Enamic.

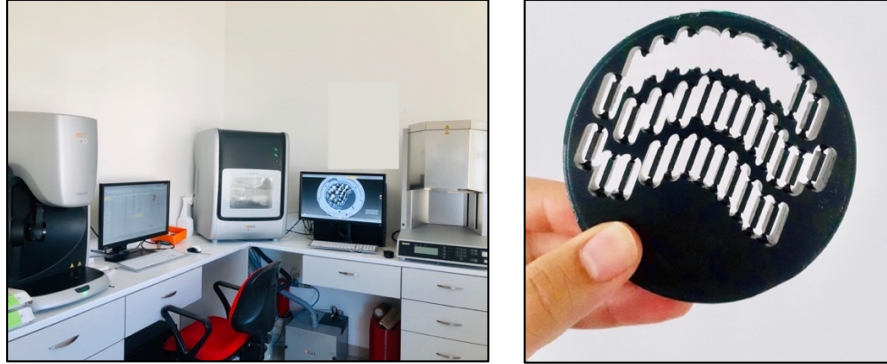
Tablo 2: Çalışmada kullanılan seramik materyaller.

Materyal	Doldurucu kompozisyonu	Firma
Monolitik zirkonya	SiO_2 (40 nm), Al_2O_3 (20 nm)	CopraSupreme 98 × 14 mm S Zr blank HT-S ~1100 MPa; Whitepeaks Dental Solutions, Hamminkeln, Germany
IPS e.max CAD	Lositle güçlendirmiş kompozisyon cam seramik $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{-O}_3\text{-K}_2\text{O}$.	HT A2 /C14; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Vita Enamic	Aluminum oksitle güçlendirmiş feldspar seramik	2M1-HT EM-14; VITA-Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany
GC Initial Li Si Press	Yüksek- dirençli disiket cam seramik	HT-A2 lithium disilicate glass ceramics ingot, 3 g × 5 pieces; GC Corporation, Tokyo, Japan

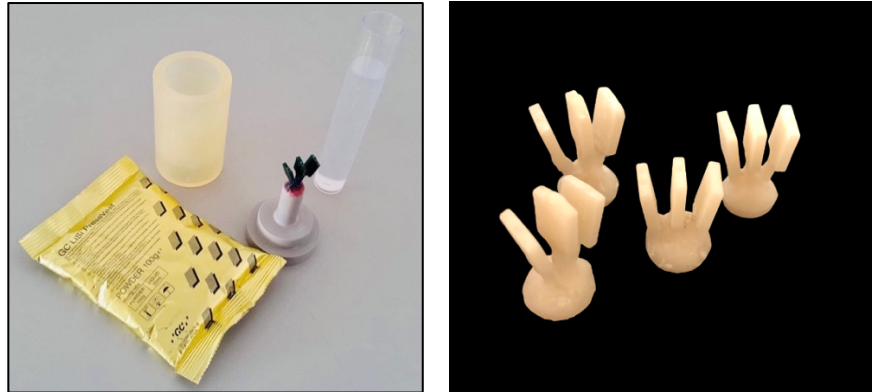
3.2.1. Seramik örneklerin hazırlanması:

GC Initial LiSi Press (LP) örneklerinin hazırlanması

Çalışmamızda kullanılacak Lisi Press örneklerinin hazırlanması için mum bloktan (ProArt CAD Wax; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Klinik Laboratuvarında bulunan, CAD-CAM cihazı (Sirona inLab MC X5, Dentsply Sirona, PA, Amerika) ile ($10 \times 8 \times 2$ mm) boyutta disk şeklinde örnekler elde edilmiştir (Resim: 3). Örnekler silikon manşetlere (IPS Silicone Ring, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üretici talimatlarına göre yerleştirilmiştir. Revetman likidi ve tozu (GC LiSi Press Vest; GC Corporation, Tokyo, Japan) karıştırılıp manşete dökülmüş, sertleşmesi için 45 dakika beklenmiştir.



Resim 3: (A) CAD-CAM cihazı, (B) mum bloktan hazırlanan LiSi Press örnekler.

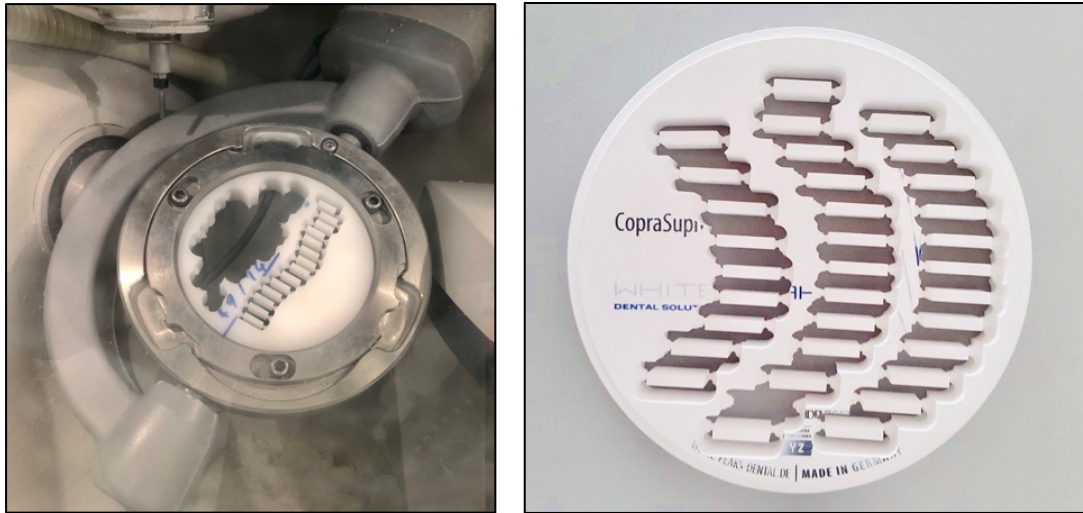


Resim 4: $10 \times 8 \times 2$ mm boyutlarında hazırlanan Lisi press örnekler.

Mum atım işleminden sonra manşetin içine A2 rengine uygun, orta derecede ingotlar (GC İnitişal LiSi Press ingots, MT-A2, GC Corporation, Tokyo, Japan) yerleştirilmiştir. Presleme fırınında (Ivoclar EP 600 Combi, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 898 °C’de 25 dakika süreyle presleme yapılmıştır. Elde edilen Lisi örnekler öncelikle 4 bar basınç altında 110 µ boyutundaki Al₂O₃ tozu ve ardından 2 bar basınç altında 50 µ’luk Al₂O₃ ile kumlanarak temizlenmiştir.

Monolitik Zirkonya (MZ) örneklerin hazırlanması

CAD-CAM cihazın (Sirona inLab MC X5, Dentsply Sirona, PA, Amerika) tasarımı ile aynı boyutta örnekler üretilmiştir. Çalışmamızda kullanılan monolitik zirkonya seramik deney örneklerinin hazırlanması için, 1 adet standart zirkonya blok (CupraSupreme 98 × 14 mm s ZR boş HT-S ~1100 MPa; White peaks Dental Solutions, Hamminkeln, Almanya) kullanılmıştır. Monolitik zirkonya örnekler ısısı aşamalı olarak 1500 °C ye kadar yükselen sinterizasyon fırınında (MOS 160/1, Protherm, Ankara, Türkiye) bekletilerek sinterizasyonları sağlanmıştır. Bu işlem sonucunda örnekler 10 × 8 × 2 mm’ lik son boyutlarına ulaşmıştır (Resim: 5).



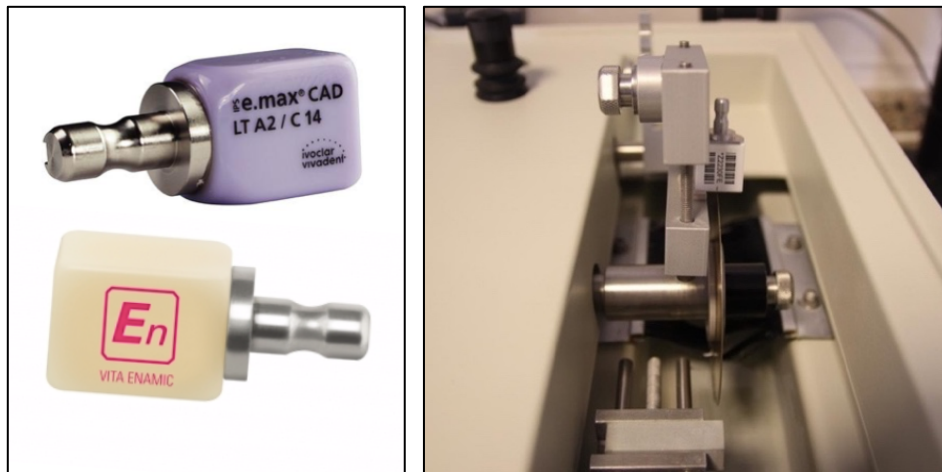
Resim 5: Örneklerin CAM ünitesi ile frezelenmesi ve frezeleme işlemi sonrası örneklerin görüntüsü.



Resim 6: Çalışmada Zirkonya için kullanılan sinterleme fırını.

IPS e.max ve Vita Enamic seramik örneklerin hazırlanması

Çalışmada kullanılacak deney örneklerinin hazırlanması amacıyla ($10 \times 8 \times 2$ mm) parçalara bölünmüştür. Bu amaçla, IPS e.max ve Vita Enamic seramik bloklar, dakikada 400 devir yapan, su soğutmalı, düşük hızlı kesme cihazına (MİCRACUT 201; Metkon Instruments Inc., Bursa, Türkiye) sabitlenmiştir.

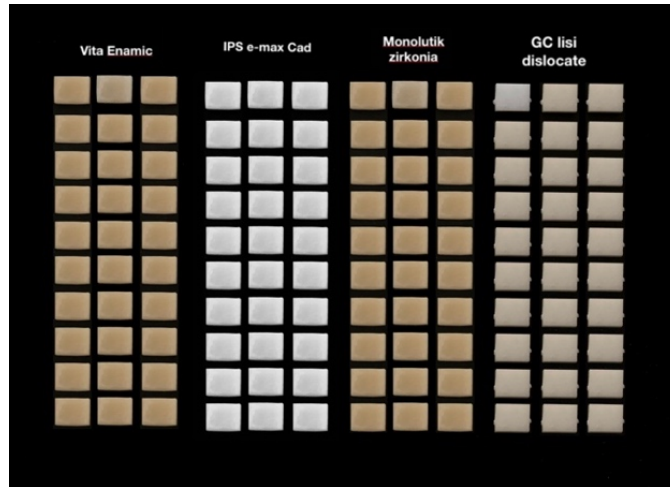


Resim 7: IPS e.max ve Vita Enamic blok için yapılan kesim işlemi.

Dikdörtgen prizması şeklindeki seramik bloğun üst tabanından, uzun eksene paralel ve uzun eksene dik açı yapacak şekilde, 2 kesim yapılarak, blok 5 parçaya ayrılmıştır. Bu işlemi yer düzlemine paralel olacak şekilde, yan yüzeylerden eşit aralıklarla yapılan 2 yatay kesim takip etmiştir. Böylelikle, 1 bloktan 5’şer adet olmak üzere 30 adet örnek elde edilmiştir. Bu işlemler aynı sıra ile 6 adet seramik blok için tekrar edilmiştir (Resim: 7).

3.2.2. Deney gruplarına yüzey işlemlerinin uygulanması

Çalışmamızda, IPS e.max CAD, Monolitik zirkonya, GC Initial LiSi Press ve Vita Enamic olmak üzere dört farklı yapıdaki seramiğe farklı yüzey işlemi uygulanmıştır. Farklı yüzey işlemi uygulamalarına geçilmeden önce örneklerin kalınlıkları dijital kumpasla ile kontrol edilmiştir. Yüzeylerinin pürüzsüz ve standart olabilmesi için sırasıyla her grup için tüm örnekler, 15 saniye boyunca akan su altında (p240, p500, p1200, p2400 ve p4000) grit silisyum karbür kağıtları (3M ESPE, St. Paul, mn, ABD) ile düzeltildi ve daha sonra 10 dakika boyunca Ultrasonik bir banyoda temizlenmiştir. Deney gruplarının oluşturulması amacıyla, 30 adet IPS e.max Cad örnek, 30 adet Lisi press örnek, 30 adet Vita Enamic örnek ve 30 adet monolitik zirkonya örnek olmak üzere 4 ana grup hazırlanmıştır. Bu örnekler, farklı yüzey uygulamaları amacıyla, herbiri ana gruplardan seçilen 10 adet seramik deney örneğinden oluşan 3 alt gruba daha ayrılmıştır (glaze, polisaj, kontrol) (Resim: 8).



Resim 8: seramik bloklardan kesilerek hazırlanan örnekler.

Her seramik grubu için (n= 30), örnekler basit randomizasyon ile 3 alt gruba ayrılmıştır; birinci gruba polisaj (n= 10), ikinci gruba glaze işlemi uygulanmıştır (n= 10) ve 3. grup hiçbir işlem yapılmadan kontrol grubu (n= 10) olarak belirlenmiştir.

Her grup için uygulanan glaze ve polisaj yöntemi tablo 3’ de gösterilmektedir. Polisaj işlemi uygulamak amacıyla, her grup için, kendi polisaj kiti firmaların talimatlarına göre kullanılmıştır. Her örnek için tek yüzeyde 10,000 rpm hızda 30 sn boyunca tekrarlandı. Her 5 örnekte bir kullanılan polisaj diskleri değiştirilmiştir. Polisaj işlemi uyguladıktan sonra örnekler ultrasonik temizleyicide 10 sn. boyunca bekletilip sonrasında kurutulmuştur.

Glaze işleminde ise her örneğe 1 kat uygun glaze materyali üretici firma talimatları doğrultusunda uygulanmıştır.

Tablo 3: Uygulanan yüzey bitirme işlemleri

A. Polisaj

Materyal	Ekipman	Üretici
Monolitik zirkonya	BruxZir düzeltme ve Polisaj Kiti	Prismatik Dentalcraft Inc., Irvine, CA, USA
Ips emax CAD	IPS e.max düzeltme ve Polisaj Kiti; USA	Ivoclar Vivadent AG, Shaan, LICHTENSTEIN
Vita Enamic	VITA ENAMIC Polisaj kiti	VITA-Zahnfabrik
Lisi Press	Optrafine F/P/HP	Ivoclar Vivadent AG, Shaan, LICHTENSTEIN

B. Glaze

Materyal	Ekipman	Kullanılan
Ips emax CAD	IPS ivocolor glaze; Ivoclar Vivadent AG, Shaan, LICHTENSTEIN	(Programat EP 5000; Ivoclar Vivadent), IPS e.max kristalizasyon ve glaze program kullanıldı.
Monolitik zirkonya	InSync Spray Glaze (Jensen Dental, North Haven, CT, USA)	(inFire HTC Speed Sinterofen; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) kullanılarak 1500 °C.

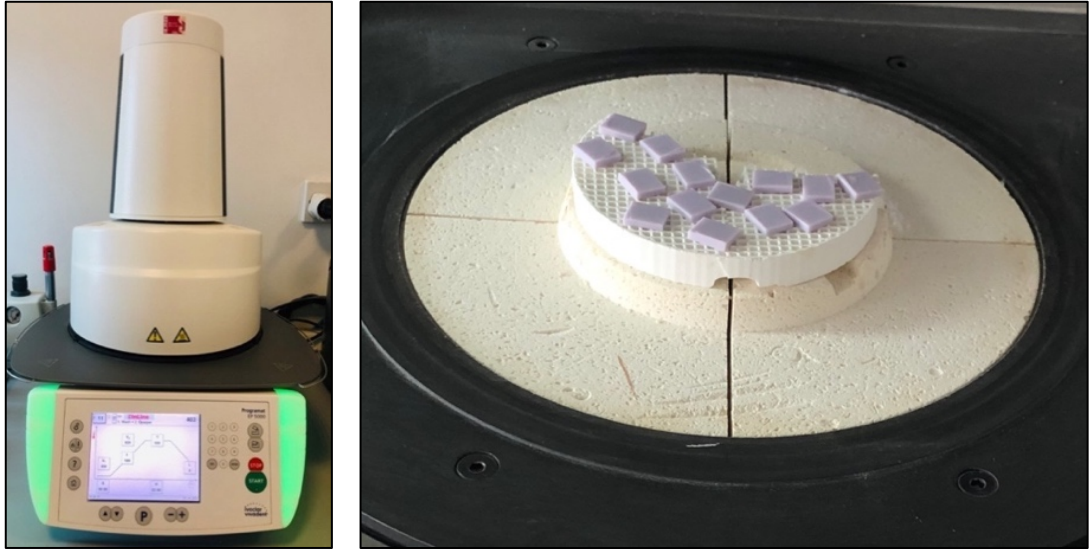
Lisi Press	glaze paste (GC Initial Lustre Pastes NF; GC Corporation)	(Programat EP 5000; Ivoclar Vivadent), IPS e.max kristalizasyon ve glaze program kullanıldı.
Vita Enamic	glaze kit + special polymerizing curing light	(VITA ENAMIC Glaze; Vita- Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), (VALO Cordless; Ultradent Products, Inc., South Jordan, UT, USA)



Resim 9: Çalışmada her grup için kullanılan polisaj Seti: MZ, VE, IPS ve LP.

Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi laboratuvarında hazırlanan MZ örnekleri, üreticinin talimatlarına göre bir sinterleme fırında (Jensen Dental, North Haven, CT, USA) InSync glaze sprej (inFire HTC Speed Sinterofen; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) kullanılarak glaze işlemi tamamlanmıştır.

Hazırlanan IPS örnekleri ise, (IPS ivocolor glaze paste/fluor; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, LICHTENSTEIN) glaze ile Programat EP5000 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) fırınında glaze işlemine tabi tutulmuştur (Resim: 10). Lisi Press örnekleri için GC glaze kiti kullanılarak (GC ilk Parlaklık macunları NF; GC şirketi). VE örnekleri özel polimerize ışık (VALO Akülü; Ultradent Products, Inc., Güney Ürdün, UT, ABD) kullanılarak sır kiti ile (VİTA ENAMİK sır; Vita-Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) işleme tabi tutulmuştur.



Resim 10: Isıl işlemin uygulandığı porselen fırını ve sinterlenen IPS e.max CAD örnekler

Örnekler aşınma cihazına sabitlemek amacıyla mikrobar kesitlerin hazırlanabilmesi için her bir örnek akrilik blok içerisinde ortada olacak şekilde konumlandırıldı. Akrilik materyalin sertleşmesini takiben, yükseklik, 30 mm; çap, 25 mm boyutlarındaki soğuk akrilik bloklar gömüldü. Örnekler alt gurubuna göre (glaze, polisaj veya kontrol) renk kodlanmıştır (Resim:11).



Resim 11: Örnekler alt gurubuna göre (glaze, polisaj veya kontrol) renk kodlanmıştır.

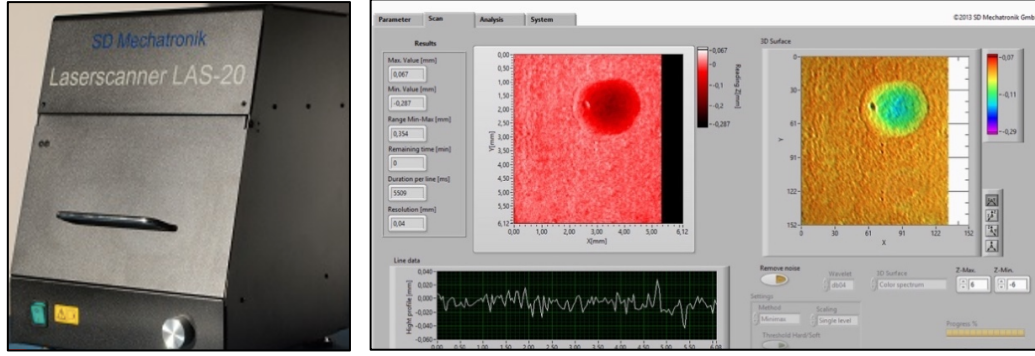
Aşınma testi için gerekli olan mikrobar örneklerin hazırlanabilmesi amacıyla akrilik bloklara gömülmüştür (Resim: 12). Akrilik blokların boyutlarının aynı olması için silikon ölçü maddesinden (Express XT Putty Quick, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) hazırlanan kalıplar kullanılmıştır. Deney örneğinin silikon kalıp tabanına sabitlenmesi sonrasında toz formundaki akrilik polimer likidi ile karıştırılarak, akışkan kıvamda iken silikon kalıbın içine doldurulmuştur. Böylelikle, her bir örnek, tek tek akrilik reçine içine yerleştirilmiştir.



Resim 12: Seramik Örneklerin Çiğneme Simülatörü İçin Hazırlanması.

3.2.3. Örneklerin Lazer Tarayıcı İle Taranması

Çalışmamızda örneklerin aşınma miktarlarının belirlenmesi için İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan bir ölçme aleti olan lazer tarayıcı (SD Mechatronik Laser Scanner LAS-20, Münih, Almanya) kullanılmıştır (Resim; 13). Tarama işlemleri, yaşlandırma işlemlerinden önce ve sonra olmak üzere uygulandı. Tutucu içerisine yerleştirilen örneğin ölçümü yapılarak sınırlarını belirlemek amacıyla programda seramiğin başlangıç ve bitiş noktaları seçilmiştir. Taramanın ölçüm adımı 0,04 mm olacak şekilde ayarlanmıştır. Taranacak materyalin türü, seramik olarak seçildi ve tarama işlemi başlatılmıştır (Resim: 13).



Resim 13: (A) Çalışmada kullanılan lazer tarayıcı (LAS-20), (B) Lazer tarayıcıda taranan bir örneğin görüntüsü.

3.2.4 Örneklerin çiğneme simülatöründe aşınma test.

Çalışmamızda 4 farklı gruba ait seramik örnekler, dual akslı çiğneme simülatörü ile dinamik olarak yüklenmiştir. Deneyler, İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Dual akslı çiğneme simülatörü (SD Mecatronik Chewing Simülatör, Willytech, Münih, Almanya), bilgisayar kontrol ile, çift yönde (dikey ve yatay) kuvvet uygulayabilen bir alettir. Altı adet örnek tutucusu ve bu tutucuları çevreleyen sıvı haznesi bulunmaktadır. Plastik örnek tutucular içerisine uyumlu olarak hazırlanan, akril içerisine gömülmüş olan örnekler, çiğneme simülatörüne örnek tutucular içerisinde yerleştirilmiştir (Resim: 14).

Çiğneme siklusu sırasında seramik ve antagonist (steatite) top arasındaki ısınmayı önlemek amacıyla örnekler distile su içerisinde çiğneme işlemi uygulanmıştır.



Resim 14: (A) Örneklerin çiğneme simülatöründe yorulma aşaması (B) Çiğneme simülatörünün 50 N yükleme aşaması.

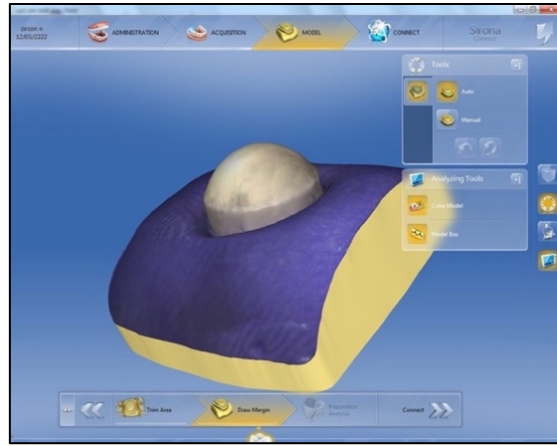
Tüm test grubuna ait örnekler 49 N'luk yüklemeye maruz bırakılmıştır. Banyo sıcaklıkları 5 °C-55 °C olacak şekilde gerekli ayarlamaları yapıldı. Her sıcaklıkta bekleme süresi 60 saniye ve iki sıcaklık arasında havada bekleme süresi 10 saniye olacak şekilde ayarlandı (Preis, Weiser, Handel, & Rosentritt, 2013).

3.2.6. Aşınma Ölçümleri

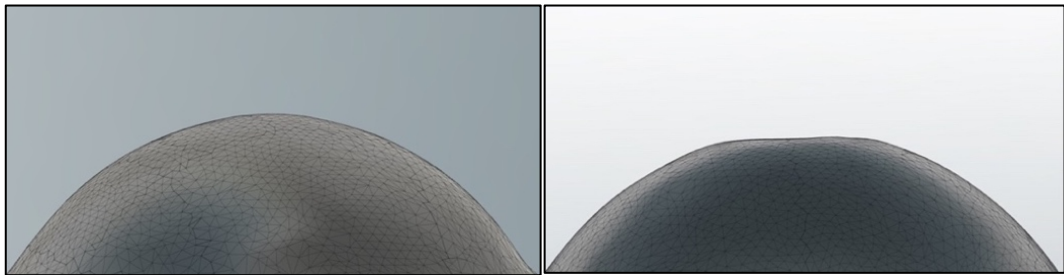
Çiğneme simülatörü sonrasında örnekler ikinci kez lazer tarayıcıda tarandı. Her bir örnek için elde edilen ilk ve son veriler, analiz için gerekli olan üç boyutlu görüntü elde etmek amacıyla yüzeyin veri noktalarının dönüşümünü gerçekleştiren Geomagic Control (3D Systems Inc., Rock Hill, ABD) adlı programa aktarıldı. Programa aktarılan görüntüler aşınmaya maruz kalan bölgeleri görüntülemek amacıyla belirli bir düzlemde kesilip eşit boyutlara getirildi. Aynı şekilde her bir örneğin ilk ve son halinin ayrı ayrı alan ve hacimleri hesaplandı ve aradaki fark alındı. Hesaplamalar yapıldıktan sonra karşılaştırma işlemi gerçekleştirildi. (Resim: 17). Çalışma sırasında

tüm örnek ölçümlerinde her örnek için 3 defa ölçüm yapıldıktan sonra alınan değerlerin ortalaması kaydedildi.

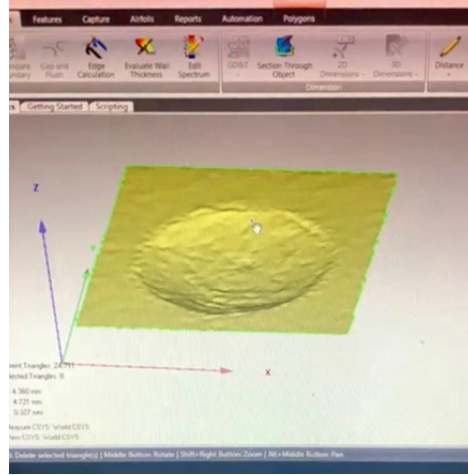
Steatite antagonistleri CAD / CAM intraoral tarayıcı (CEREC Omnicam; Dentsply Sirona, York, PA, ABD; Resim. 15) ile tarandı. Aşınma özellikleri hakkında ek niteliksel veriler daha geniş bir tabanda değerlendirilmesi için antagonist yüzeylerinin tarama elektron mikroskobu 40x büyütmede bir stereomikroskop ile incelenmiştir (Leica S8 APO; Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Almanya) (Resim: 18).



Resim 15: İntraoral tarayıcı ile tarama antagonistnin taranması.

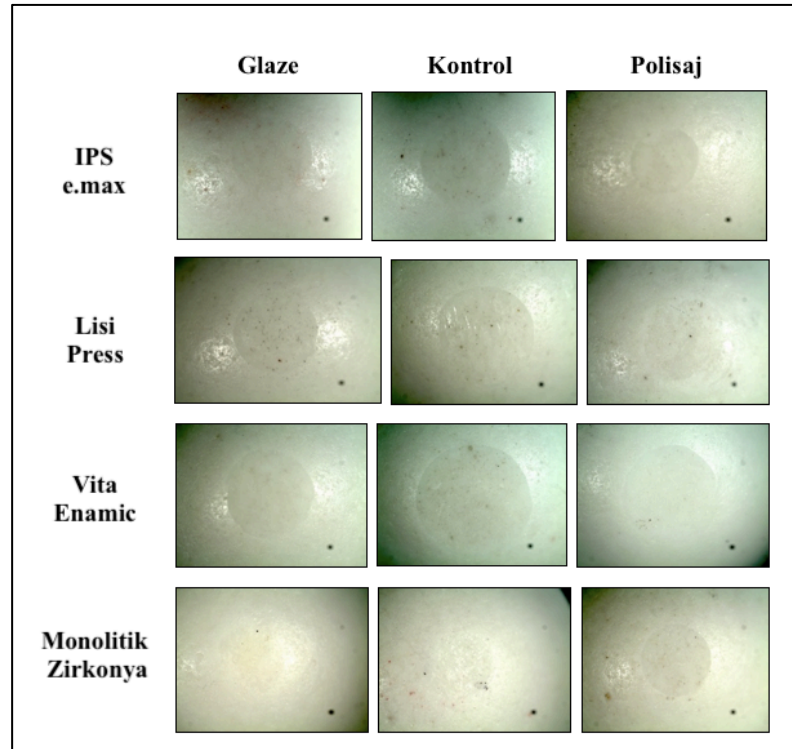


Resim 16: Fusion 360 (Autodesk, San Rafael, CA, ABD) kullanılarak Çakıştırılan antagonist üç boyutlu görüntüsü.



Resim 17: Çakıştırılan örneğin üç boyutlu görüntüsü.

Tüm antagonist gurplarda oluşan aşınma bölgeleri 40 × büyütmede stereomikroskop (Leica S8 APO; Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Almanya) altında incelenmiştir (Resim18).



Resim18: Alt guruba göre antagonistlerin simülasyon sonrası elektron mikroskobu 40x büyütmede bir stereomikroskop ile görüntüsü.

3.3. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilmiş veriler, IBM SPSS Statistics 22.0 (Demo version) programı kullanılarak analiz edilmiştir. Araştırmada kullanılan niceliksel (sürekli) değişkenler ise Medyan (Ortanca) değerleri, Minimum-Maksimum değerleri ve Çeyrekler arası Yüzdelere ($ÇAY = Q3 - Q1$) ile verilmiştir.

Niceliksel verilerin Normal Dağılıma uyup uymadıkları Shapiro Wilk's testi ile değerlendirilmiştir (Hiçbir değişken Normal Dağılıma uymadığı için verilerin analizinde Parametrik Olmayan testler kullanılmıştır).

Niceliksel verilerin gruplararası karşılaştırmalarda veriler Normal dağılıma uymadıkları için "Kruskal Wallis Varyans Analizi" (Kruskal Wallis Analysis of Variance) kullanılmıştır. Gruplararası fark önemli çıktığından değerler birbirleri ile "Mann Whitney U-testi (Bonferoni düzeltmeli)" (Mann Whitney U test with Bonferoni Correction) ile karşılaştırılmıştır.

Niceliksel verilerin grup içi karşılaştırmalarda ise "Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek testi" (Wilcoxon Signed Ranks Test) kullanılmıştır.

4. Bulgular

Örneklerin aşınma test öncesi veya sonrasında farklı yüzey işlem uygulanmasının seramik ve antagonist aşınma direncini önemli ölçüde etkilediği tespit edilmiştir ($P<0.05$).

4.1. Her Bir Grup İçin Alt Gruplara Göre Analizler (Glaze, Kontrol ve Polisaj):

Lisi Press:

Antagonist hacim kaybı açısından alt gruplara göre anlamlı fark bulunmuştur ($\chi^2=15.488$, $p=0.0001$). Antagonist hacim kaybı için, glaze-kontrol arasında ve kontrol-polisaj arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p\leq 0.05$), glaze-polisaj arasında anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0.05$). Örnek hacim kaybı açısından alt gruplara göre anlamlı fark bulunamamıştır ($\chi^2=1.724$, $p=0.422$).

LP alt-grupları arasında yapılan aşınma test sonrası en yüksek antagonist hacim kaybı ($0.0880\pm\text{mm}^3$) kontrol LP'da gözlemlendi. En düşük ortalama antagonist hacim kaybı değeri ($0.0785\pm\text{mm}^3$) ise polisajli Lisi Press'da gözlemlendi, ancak glaze ve polisaj örnekleri arasında anlamlı bir fark yoktu. Örneklerin hacim kaybına göre, anlamlı bir fark yoktur ($\chi^2=1.724$, $p=0.422$).

IPS E-max CAD:

Antagonist hacim kaybı açısından alt gruplara göre fark anlamlı bulunmuştur ($\chi^2=7.156$, $p=0.028$). Antagonist hacim kaybı için, Glaze-Kontrol arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p\leq 0.05$), Glaze-Polisaj ve Kontrol-Polisaj arasında anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0.05$). Örnek hacim kaybı açısından alt gruplara göre anlamlı fark bulunamamıştır ($\chi^2=3.915$, $p=0.141$).

IPS alt-grupları arasında yapılan aşınma test sonrası en yüksek antagonist hacim kaybı ($0.0845\pm\text{mm}^3$) kontrol IPS'da gözlemlendi. En düşük ortalama antagonist hacim kaybı değeri ($0.0765\pm\text{mm}^3$) ise polisajli IPS'da gözlemlendi, ancak glaze ve polisaj

örnekleri arasında anlamlı bir fark yoktu. Örneklerin hacim kaybına göre, anlamlı bir fark yoktu ($\chi^2=3.915$, $p=0.141$).

Monolitik Zirkonya:

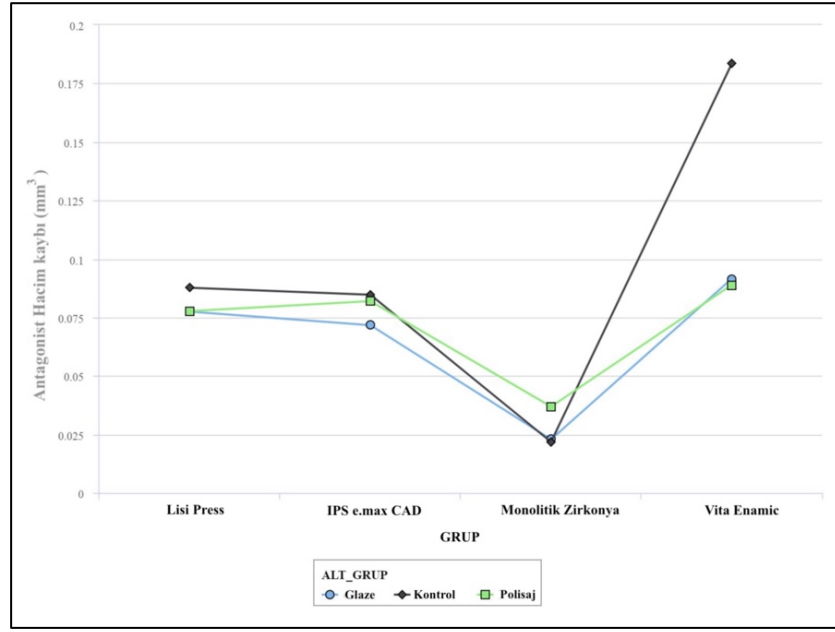
Antagonist hacim kaybı açısından alt gruplara göre fark anlamlı bulunmuştur ($\chi^2=11.291$, $p=0.004$). Antagonist hacim kaybı için, Glaze-Polisaj arasında ve Kontrol-Polisaj arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p\leq 0.05$), Glaze-Kontrol arasında anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0.05$). Örnek hacim kaybı açısından alt gruplara göre fark anlamlı bulunmuştur ($\chi^2=14.006$, $p=0.001$). Örneklerin hacim kaybı için, Glaze-Polisaj arasında ve Kontrol-Polisaj arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p\leq 0.05$), Glaze-Kontrol arasında anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0.05$).

Monolitik zirkonyanın alt-grupları arasında yapılan aşınma test sonrası en yüksek hacim kaybı ($0.0305\pm\text{mm}^3$) glaze MZ'da gözlemlendi. En düşük ortalama hacim kaybı değeri ($0.0200\pm\text{mm}^3$) ise polisajlı Monolitik zirkonya'da gözlemlendi, ancak glaze ve kontrol örnekleri arasında anlamlı bir fark yoktu ($\chi^2=14.006$, $p=0.001$).

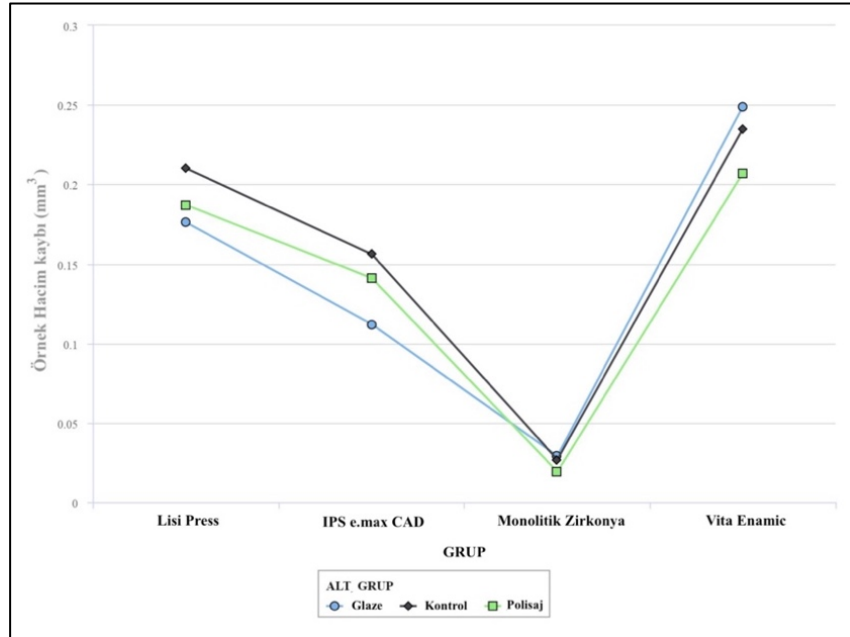
Antagonist hacim kaybına göre, en yüksek antagonist hacim kaybı ($0.0365\pm\text{mm}^3$) polisajlı MZ'da gözlemlendi. En düşük ortalama antagonist hacim kaybı değeri ($0.0240\pm\text{mm}^3$) ise glaze Monolitik zirkonya'da gözlemlendi, ancak glaze ve kontrol örnekleri arasında anlamlı bir fark yoktur.

Vita Enamic:

Antagonist hacim kaybı açısından alt gruplara göre anlamlı fark bulunamamıştır ($\chi^2=1.481$, $p=0.477$). Örnekler hacim kaybı açısından alt gruplara göre anlamlı fark bulunamamıştır ($\chi^2=2.870$, $p=0.238$).



Şekil 1: Alt guruba göre antagonist hacim ölçüm değerlerinin gruplara ve alt-gruplara ilişkin kutu çizgi grafiği (mm³).



Şekil 2: Alt guruba göre örnek hacim ölçüm değerlerinin gruplara ve alt-gruplara ilişkin kutu çizgi grafiği (mm³).

Tablo 4. Gruplara göre hacim ölçüm değerlerinin dağılımı (mm³).

Material	Antagonist hacim kaybı				Örnek hacim kaybı		
		(mm ³)			(mm ³)		
		Glaze	kontrol	Polisaj	Glaze	kontrol	Polisaj
MZ	Medyan	0.0240 ^C	0.0160 ^C	0.0365 ^{AB}	0.0305 ^c	0.0275 ^c	0.0200 ^{ab}
	(Range)	(0.012–0.029)	(0.011–0.071)	(0.022–0.052)	(0.022–0.035)	(0.020–0.032)	(0.013–0.026)
	(Q3 – Q1)	0.0045	0.0100	0.0282	0.0075	0.0085	0.0720
VE	Medyan	0.0910	0.0952	0.0910	0.2500	0.2350	0.2000
	(Range)	(0.087–0.098)	(0.085–0.121)	(0.071–0.095)	(0.110–0.380)	(0.120–0.330)	(0.170–0.260)
	(Q3 – Q1)	0.0048	0.0155	0.0045	0.1575	0.1200	0.0450
LP	Medyan	0.0785 ^B	0.0880 ^{AC}	0.0777 ^B	0.1750	0.2100	0.1950
	(Range)	(0.069–0.086)	(0.081–0.094)	(0.074–0.082)	(0.120–0.250)	(0.120–0.250)	(0.080–0.290)
	(Q3 – Q1)	0.0118	0.0095	0.0060	0.0875	0.0625	0.1750
IPS	Medyan	0.0765 ^B	0.0845 ^A	0.0830	0.1150	0.1400	0.1400
	(Range)	(0.026–0.085)	(0.076–0.095)	(0.070–0.095)	(0.040–0.180)	(0.090–0.190)	(0.090–0.190)
	(Q3 – Q1)	0.0103	0.0102	0.0120	0.1125	0.0550	0.0550

Aynı satırdaki üst harfler: A, antagonist glaze groupundan anlamlı fark; B, antagonist kontrol groupundan anlamlı fark; C, antagonist polisajlı groupundan anlamlı fark; a, glaze örneklerden anlamlı fark; b, kontrol örneklerden anlamlı fark; c, polisajlı örneklerden anlamlı fark ($p < 0.05$). Kısaltmalar: MZ, monolitik zirkonya; VE, VITA Enamic; LP, LiSi Press; IPS, IPS e.max CAD; Q3 – Q1, 3. Çeyrek ile 1. Çeyrek arasındaki fark.

4.2. Her Bir Alt Grup İçin Gruplara Göre Analizler (Lisi Press, IPS E-max CAD, Monolitik Zirkonya ve Vita Enamic için)

Bonferoni Correction= α / interaction number = $0.05 / 6 = 0.0083$ 'ün altındaki değerler anlamlı olacaktır

Glaze

Antagonist hacim kaybı açısından gruplara göre fark anlamlı bulunmuştur ($\chi^2=32.653$, $p=0.0001$). Antagonist hacim kaybı için, Lisi Press ile IPSE-max CAD arasındaki fark anlamlı değilken ($p>0.05$), diğer tüm değişkenler için farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p\leq 0.05$). Örnekler hacim kaybı açısından gruplara göre fark anlamlı bulunmuştur ($\chi^2=28.632$, $p=0.0001$). Örnekler hacim kaybı için, Lisi Press-IPS e-max CAD, Lisi Press-Vita Enamic ve IPSE-max CAD-Vita

Enamic arasındaki farklar anlamlı değilken ($p>0.05$), diğer değişkenler arası farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p\leq 0.05$).

Antagonist hacim kaybına göre, en yüksek antagonist hacim kaybı ($0.0910\pm\text{mm}^3$) glaze Vita enamic'te gözlemlendi. En düşük ortalama ($0.0240\pm\text{mm}^3$) ise glaze Monolitik zirkonya'da gözlemlendi.

Örnek hacim kaybına göre en yüksek hacim kaybı ($0.2500\pm\text{mm}^3$) glaze Vita Enamic'te gözlemlendi. En düşük ortalama değeri ($0.0305\pm\text{mm}^3$) ise glaze Monolitik zirkonya'da gözlemlendi.

Kontrol

Antagonist hacim kaybı açısından gruplara göre fark anlamlı bulunmuştur ($\chi^2=26.483$, $p=0.0001$). Antagonist hacim kaybı için, Lisi Press-IPSE-max CAD, Lisi Press-Vita Enamic ve IPSE-max CAD-Vita Enamic arasındaki farklar anlamlı değilken ($p>0.05$), diğer değişkenler arası farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p\leq 0.05$), Örnekler hacim kaybı açısından gruplara göre fark anlamlı bulunmuştur ($\chi^2=27.577$, $p=0.0001$). Örnekler hacim kaybı için, Lisi Press-Vita Enamic ve IPSE-max CAD-Vita Enamic arasındaki farklar anlamlı değilken ($p>0.05$), diğer değişkenler arası farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p\leq 0.05$),

Antagonist hacim kaybına göre, en yüksek antagonist hacim kaybı ($0.0952\pm\text{mm}^3$) Kontrol Vita enamic'ta gözlemlendi. En düşük ortalama değeri ($0.0160\pm\text{mm}^3$) ise Kontrol Monolitik zirkonya'da gözlemlendi.

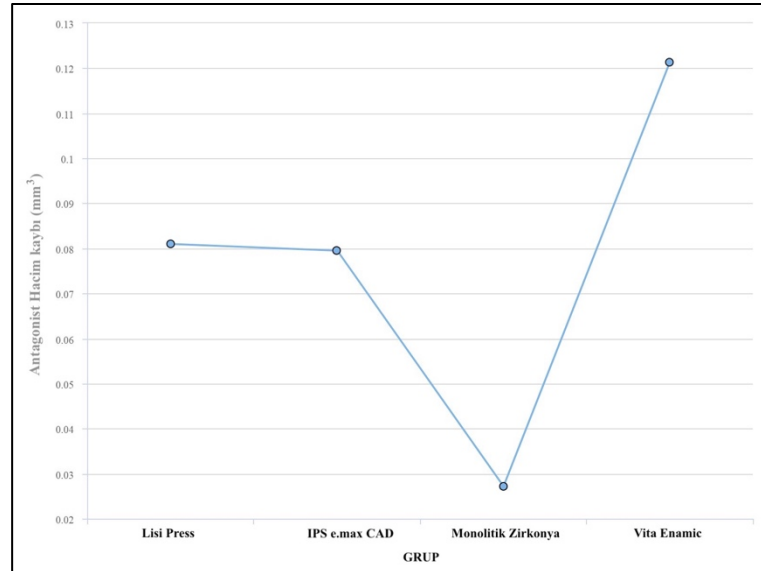
Örnek hacim kaybına göre en yüksek hacim kaybı ($0.2350\pm\text{mm}^3$) kontrol Vita Enamic'te gözlemlendi. En düşük ortalama hacim kaybı değeri ($0.0275\pm\text{mm}^3$) ise kontrol Monolitik zirkonya'da gözlemlendi.

Polisaj

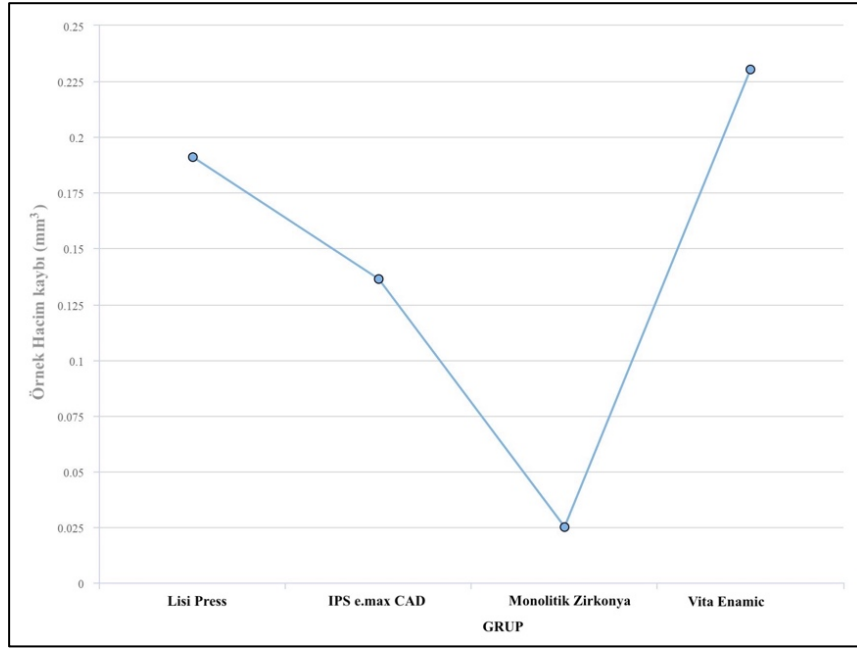
Antagonist hacim kaybı açısından gruplara göre fark anlamlı bulunmuştur ($\chi^2=28.375$, $p=0.0001$). Antagonist hacim kaybı için, Lisi Press-IPSE-max CAD ve IPSE-max -Vita Enamic arasındaki farklar anlamlı değilken ($p>0.05$), diğer değişkenler arası farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p\leq 0.05$), Örnekler hacim kaybı açısından gruplara göre fark anlamlı bulunmuştur ($\chi^2=26.636$, $p=0.0001$). Örnekler hacim kaybı için, Lisi Press-IPSE-max CAD ve Lisi Press-Vita Enamic arasındaki farklar anlamlı değilken ($p>0.05$), diğer değişkenler arası farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p\leq 0.05$).

Antagonist hacim kaybına göre, en yüksek antagonist hacim kaybı ($0.0910\pm\text{mm}^3$) polisaj Vita enamic'ta gözlemlendi. En düşük ortalama değeri ($0.0365\pm\text{mm}^3$) ise Kontrol Monolitik zirkonya'da gözlemlendi.

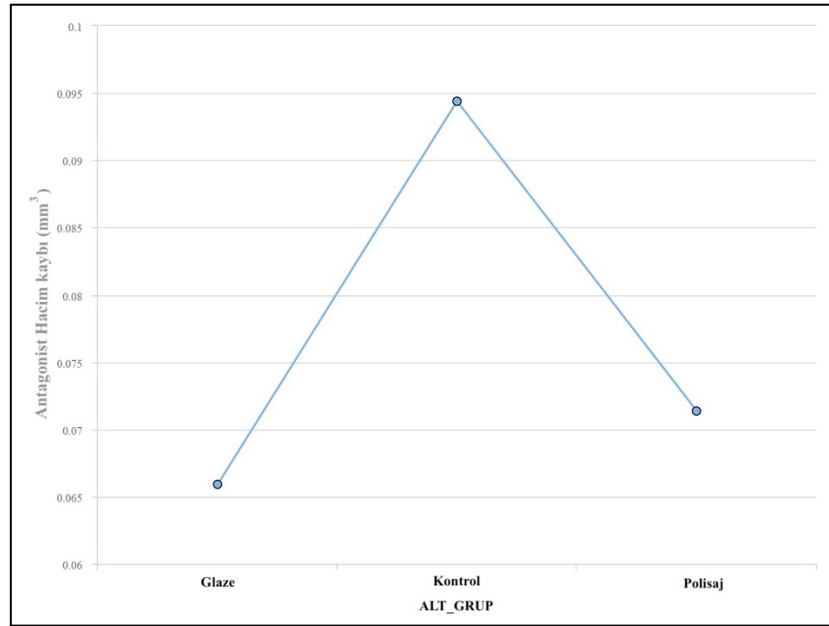
Örnek hacim kaybına göre en yüksek hacim kaybı ($0.2000\pm\text{mm}^3$) polisajli Vita Enamic'te gözlemlendi. En düşük ortalama değeri ($0.0200\pm\text{mm}^3$) ise polisajli Monolitik zirkonya'da gözlemlendi.



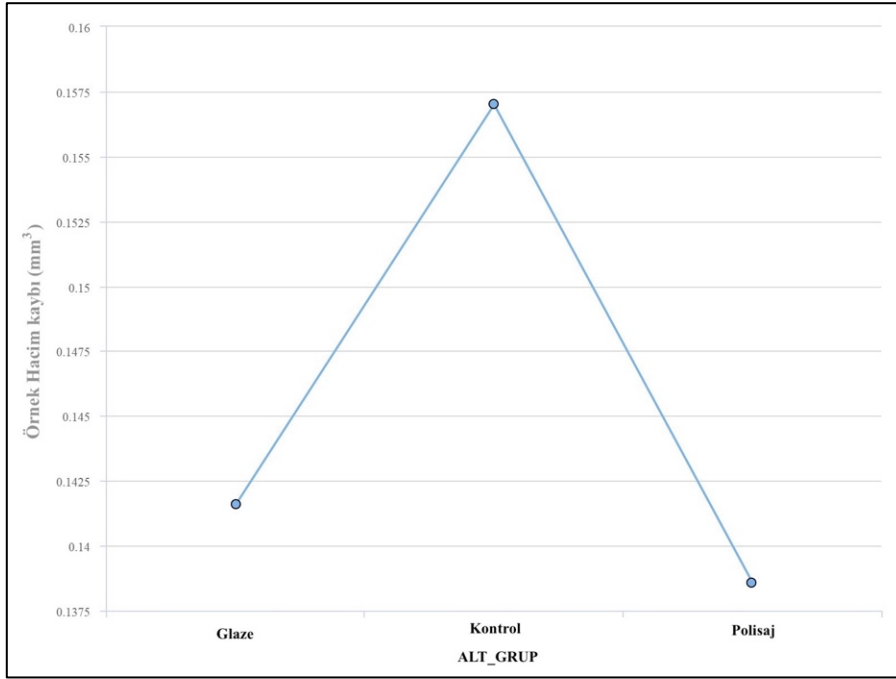
Şekil 3: Gruplara göre antagonist hacim ölçüm değerlerinin gruplara ilişkin çizgi grafiği (mm^3).



Şekil 4: Gruplara göre örnek hacimi ölçüm değerlerinin gruplara ilişkin çizgi grafiği (mm³).



Şekil 5: Her bir alt grup için gruplara göre antagonist hacim ölçüm değerlerinin gruplara ilişkin çizgi grafiği (mm³).



Şekil 6: Her bir alt grup için gruplara göre örnek hacim ölçüm değerlerinin gruplara ilişkin çizgi grafiği (mm³).

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Seramik restorasyonların tümünde klinik başarısızlıklar görülür. Bu klinik başarısızlık hastadan kaynaklı faktörlere, kullanılan materyalin özelliğine bağlı oluşabilirken, prematür kontaklarda oluşan dinamik yükler, yetersiz bağlanma kuvvetleri, restorasyonun geometrisi gibi faktörler de restorasyonun başarısızlığını etkiler. Bu başarısızlıkları azaltmak için in vitro testleri yardımıyla elde edilen sonuçlardan yararlanılır (White ve ark., 2005).

Klinik aşınma paternleri karmaşıktır ve hastalar arasında farklılık gösterir. Bir materyalin aşınma direncinin test edilmesi, farklı aşınma koşulları altında analiz yapılmasını gerektirir. Son yıllarda, diş dokularının restorasyonu için mükemmel fiziksel ve mekanik özelliklere sahip yeni estetik dental seramik materyalleri üretilmiştir (Yin ve ark., 2019). Bu restoratif materyallerin aşınma özellikleri, karşıt diş korumak ve oklüzal bölgedeki rahatsızlığı en aza indirmek için doğal dişlerin aşınma özellikleri ile benzerlik göstermelidir (Oh ve ark., 2006; Heintze ve ark., 2006). Bu malzemelerin aşınma hacmi kaybının ölçülmesi, aşınma özelliklerini değerlendirmede yardımcı olabilir ve restorasyonun uzun ömürlülüğü hakkında faydalı bilgiler sağlayabilir (Kunzelmann ve ark., 2001; Heintze ve ark., 2006).

İdeal olarak posterior diş minesinin aşındırma etkisi premolar dişlerde, yılda yaklaşık olarak 15-18 µm ve molar dişlerde 20-40µm'dir (Cardelli ve ark., 2015). Buna karşın seramik restorasyonların karşıt minede oluşturduğu aşındırma yıllık 40-80 µm olduğu belirtilmektedir (Stober ve ark., 2014). Yapılan bir tartışmada implant destekli restorasyonlarda, oklüzal aşınmanın doğal dişlere oranının 8 kat daha fazla olduğunu bulmuşlardır (Cardelli ve ark., 2015). Seramik materyalinin 1 yılda karşıt diş minesini aşınmasını inceledikleri in-vitro çalışmada seramiğin karşıt diş minesini 0.6-0.9 mm aşındırdığını bulmuş ve seramik materyalinin karşıt diş minesini doğal diş minesinden daha fazla aşındırdığını göstermişlerdir (Al-Hiyasat ve ark.,1998). Zirkonya esaslı seramik restorasyonların estetik özelliklerini arttırmak amacıyla, zirkonya altyapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli üstyapı seramikleri uygulanmaktadır. Yüksek dayanıklılığa sahip zirkonya materyali, üstyapı seramiği ile birlikte kullanıldığında daha estetik sonuçlar elde edilmektedir. Ancak Zirkonya destekli tam seramik

kronların metal destekli seramik kronlardan daha fazla porselen kırılmasına uğradığını ve bu durumun üst yapı porseleninin bağlantı bölgesinden kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir (Pang ve ark., 2015). Üst yapı porseleninin atmasından kaçınmak için iki alternatif önerilmiştir. Bunlardan biri CAD/CAM ile üretilen hibrit porselen restorasyonların kullanımı, diğeri ise monolitik zirkonya restorasyonların kullanımıdır (Miyazaki ve ark., 2013). Polimer infiltre seramik sistem malzemesi (PICN) doğal diş özelliklerini diğr diş restoratif malzemelerden daha yakın taklit eder, cam-seramiklere kıyasla ara aşınma direnci gösterir. PICN üzerinde sürdürülen çalışmalar hem biyolojik hem de mekanik olarak umut vericidir (Coldea ve ark., 2013; Hao ve ark., 2018).

Fasbinder ve ark. yaptığı bir çalışmada CAD/CAM sistemleriyle üretilen 62 adet IPS E.max CAD (Ivoclar, Vivadent, Lihtenştayn) kronların iki yıllık takip sonucu başarı oranlarının değerlendirildiğı bir çalışmada, rezin siman ile simante edilen hiçbir kronda kırılma veya yüzeyinde chipping'e rastlanmamıştır. IPS Empress 2 sisteminde üretilen lityum disilikat cam seramiklerinin, IPS E.max Press ve IPS E.max CAD sistemlerinde üretilen seramikler ile aynı olmadığı, yeni geliştirilen sistemlerde lityum disilikat kristallerinin mikroyapısında ve materyalin temel yapısında önemli değişiklikler olduğu ve böylece IPS E.max lityum disilikat cam seramiğinin fiziksel özelliklerinin ve translüsensi miktarının arttırıldığı belirtilmiştir (Fasbinder ve ark., 2010). Dolayısıyla çalışmamızda, lityum disilikat cam seramiğı olan IPS E-max CAD ve Lisi press; monolitik zirkonya ve vita Enamic seramikleri kullanılmıştır. Bu çalışmada, klinik kullanım için en iyi tedavi yönteminin belirlenmesi amacıyla dental seramiklerin farklı yüzey işlemlerinde aşınma paternleri incelenmiştir.

İn vitro çalışmalar, insanın ağız çevre doku ve yapılarını tamamen kopyalayamaz; ancak, malzemenin klinik etkinliğini kontrol etmek ve analiz etmek için bir ortam yaratabilirler. Önceki çalışmalar, ortalama çiğneme yüklemesini temsil eden, 1.6 Hz. frekansında 240.000 çiğneme döngüsü için 49 N yükleme kuvveti ile aşınma testleri gerçekleştirmiştir (Heintze ve ark., 2006; Kim ve ark., 2012; Mörmann ve ark., 2013). Bu bilgiler dikkate alınarak çalışmamızda, bilgisayar kontrollü bir çiğneme simülatöründe, 5/55°C'de 5000 termal döngüde kullanılmıştır. Bu aşınma aletlerinde oluşturulan kayma hareketi aynı zamanda intraoral aşınmayı simüle etmede

önemli bir rol oynamaktadır. Çiğneme simülatörüne bağlanan örneklerle distile su solüsyonu içerisinde, 2 mm yatay ve 2 mm dikey yönde olmak üzere iki yönlü hareket ile aşınma test edilmiştir.

Diş minesinin yapısı hastalar arasında farklılık gösterir; hatta, mineralizasyonun kalınlığı ve derecesi aynı ağız boşluğundaki dişler arasında da farklılık gösterebilir (Tsujimoto ve ark., 2018). Minedeki morfolojik ve yapısal değişiklikler, aşınma muayenesinin standardizasyonunu zorlaştırmaktadır. Beschmidt ve ark.'nın yaptıkları in-vitro çalışmada, çekilmiş insan dişleri kullanılmış olmalarına rağmen bu dişler; yaş, boyut, anatomi, çekim sonrası saklama şekilleri ve saklama sürelerine göre farklılıklar gösterdiğinden, örneklerin standardizasyonunun tam olarak sağlanamadığı bildirilmiştir (Beschmidt ve ark., 1999). Aşınma ve mekanik özellikleri ile diş minesi ile benzer olan ve esas olarak magnezyum silikattan oluşan sentetik bir materyaldir. Steatitin mine ile benzerliği sayesinde in vitro aşınma direncinin değerlendirilmesi için bir antagonist malzeme olarak uygunluğu rapor edilmiştir (Stawarczyk ve ark., 2013; Heintze ve ark., 2006). Bazı çalışmalar, 3 mm çapında steatit antagonistleri kullanarak standart aşınma simülasyonunu elde etmeye çalışmıştır (D'Arcangelo ve ark., 2014), başka bir çalışmada ise 10 mm steatit antagonistleri kullanılmıştır (Preis ve ark., 2012). Buna karşılık, 6 mm çapında steatit antagonistlerinin, insan azı dişlerini simüle etmek için ideal olduğu ve steatit malzemenin, kompozit malzemeler ve mine ile benzer aşınma özellikleri sergilediği bildirilmiştir (D'Arcangelo ve arkd., 2016, Stawarczyk ve ark., 2013, Kewekordes ve ark., 2018, Hu ve ark., 2018). Diğer çalışmalar, steatit antagonistlerinin in vitro aşınma testi için uygun olduğunu doğrulamıştır (Heintze ve ark., 2006). Bu bulgulara dayanarak, bu çalışmada antagonist olarak 6 mm çapında steatit topları kullanılmıştır.

Heintze ve ark. üç boyutlu (3D) lazer sistemi, mekanik yöntem ve diş materyallerinin hem hacmini hem de dikey kaybını analiz etmek için optik yöntem olmak üzere 3 farklı tekniği incelemiştir. Çalışma, üç yöntemin de uygun olduğunu, ancak 3D lazer yönteminin kullanımının daha hızlı ve daha kolay olduğunu göstermiştir (Heintze ve ark., 2006, Choi ve ark., 2017). Arsecularatne ve ark., hem düz hem de kavisli örneklerle uygulanabilen makro-topografik inceleme ve nicelleştirme yöntemini kullanmanın çeşitli avantajlarını bildirmiştir ve ölçümlerde

daha yüksek doğruluk ve özgünlük elde etmek için en iyi yöntemin bir 3D lazer tarayıcı kullanılması olduğunu göstermiştir (Stöckl ve ark., 2018, Arsecularatne ve ark., 2015). Diğer birçok optik ölçümlerde test edilen materyal yüzeyi bir ajanla kaplama gerekebilir ancak lazer tarayıcı ile bu işleme gerek duyulmadığından, yüzey kaplama ajanına bağlı olacak hatalar ortadan kaldırılmış olacaktır (Gwon ve ark., 2019, Jung ve ark., 2010, Tsujimoto ve ark., 2018). Bu çalışmada, seramik örnekler bir lazer aşınma ölçüm sistemi ile aşınma testinden önce ve sonra taranmıştır. Taranan verilerin 3B yazılımla işlenmesi, taranan veri noktalarının analiz için gereken yüzeye dönüştürülmesine izin vermiştir. Steatit antagonistleri ise, CAD / CAM kullanılarak taranmıştır ve 3D yazılımla analiz edilmiştir.

Termal siklüsün aşınma mekanizması üzerinde malzemeye bağlı bir etkisi vardır. Bazı malzemelerde aşınma oranını azaltırken; diğerlerinde arttırmakta, bazı malzemelerde ise aşınma üzerinde herhangi bir etki yaratmamaktadır (Heintze ve ark., 2006). Termal siklus, test edilen malzemelerin pürüzlülüğünü sertliklerini etkilemeden arttırmıştır (Oliveira ve ark., 2010). Aşınma pürüzlülük üzerinde çok az etkiye sahiptir ve faz dönüşümü üzerinde etkisi yoktur (Beuer ve ark., 2012); bununla birlikte, cam ve / veya seramik polisaj işlemi aşınmanın ilk aşamasını etkileyebilir (Oh ve ark., 2002; Preis ve ark., 2015). Polisaj işlemi uygulanmış yüzeyin antagonistte daha az aşınmaya neden olduğunu bildirilmiştir (Pelka ve ark., 1996, Li ve ark., 2001, Seghi ve ark., 1991, Kisi ve ark., 1998). Yüzey pürüzlülüğündeki artış materyallerin yüzey alanının artmasına ve yüzey enerjisinin düşmesine, bu nedenle de bakteri ve plak retansiyonunun artmasına sebep olmaktadır (Kawai ve ark., 2000; Martinez-Gomis ve ark., 2003). İçerikleri farklı olan materyallerin (zirkonya, lityum disilikat seramik, kompozit rezin ve diş minesi), doğal diş antagonistleri karşısında aşınma karakteristiklerinin incelendiği bir çalışmada tüm materyallerin yüzey pürüzlülüğü artışlarının anlamlı olduğu belirtilmiş, bunun yanında işlem sonunda örneklerin kendi aralarındaki yüzey pürüzlülük değerleri değişimi ise istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur (Sripetchdanond ve Leevailoj, 2014). Çalışmamızda, IPS ve Lisi press alt-grupları (galze, polisaj veya kontrol) arasında yapılan aşınma test sonrası en yüksek antagonist hacim kaybı, glaze ya da polisaj işlemine tabi tutulmayan IPS e.max Cad

kontrol ve Lisi press kontrol guruplarında gözlenmiştir. Diğer taraftan, Vita Enamic'ın alt- gruplar arasında anlamlı olmadığı bulunmuştur.

Monolitik zirkonya seramik restorasyonların çok sert yapıları nedeni ile özellikle karşıt diş minesinde oluşturdıkları aşınma konusunda literatürde farklı yönde sonuçlar elde edilmiştir (Preis ve ark., 2013). Bunlardan bazıları monolitik zirkonyanın minede aşınma dostu olduğunu belirtirken, bazıları da sertliğinden dolayı aşınma oluşturacağı endişesini taşımaktadır. Hutchings ve ark., restorasyon materyalinin sertliği ile antagonistin yıpranma miktarı arasında kritik bir korelasyon olmadığını ve aşınma davranışının materyal yapısı, yüzey pürüzlülüğü ve çevresel etkiler ile daha yakından ilişkili olduğunu bildirmiştir (Oh ve ark., 2002). Zirkonyum-oksit ve lityum disilikat restorasyonları in-vitro ve in –vivo olarak karşılaştırarak restorasyonların aşınma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında, lityum disilikat restorasyonların aşınmaya dirençli olduğunu metal-seramik ya da tam seramik restorasyonlar gibi karşıt diş minesini de az aşındırdığını belirtmişlerdir (Silva ve ark., 2011). 20 hastada posterior bölgede monolitik zirkonya kullanılarak tek tam kron hastalara uygulanmış, 6 aylık kontrol sonrasında zirkon kronlarda 10 µm, komşu diş minesinde 58 µm, karşıt dişte de 112 µm, karşıt dişe komşu olan dişte 46 µm minede aşınma olduğu gözlenerek monolitik zirkonyanın karşıt dişte mine aşındırmasına sebep olduğu bulunmuştur (Stober ve ark., 2014). Başka çalışmada,10 hastada uygulanan monolitik zirkonya kronlarda ise 1 yıllık süre sonunda metal seramik kronlara oranla daha az diş minesini aşındırdığı görülürken antagonist dişlerin minesinde daha fazla aşındırmaya sebep olduğu gözlenmiştir (Mundhe ve ark., 2015). Bir başka çalışma, nanoseramik kompozit ve lityum disilikat CAD/CAM kullanılarak üretilen tam kronların aşınma davranışını araştırmış ve PICN'in en kararlı tikanıklığı sağladığını ve nanoseramik kompozitin en antagonist dostu olduğunu bildirmiştir (Naumova ve ark., 2017). Bu çalışma çiğneme simülatörü ile antagonist aşınmasını ölçtüğümüzde, IPS e-max, Lisi press ve Vita Enamic'e göre monolitik zirkonyanın en az aşınan ve en az aşındırma oranına sahip olduğunu göstermiştir. IPS e-max, Lisi Press ve Vita Enamic antagonistteki oluşan aşınma açısından benzer bir etkiye sahip olduğu gözlenmiştir.

3 farklı yüzey bitirme işlemiyle bitirilmiş zirkonya ve bir baz alaşımın (Denta NEM, CoCr alaşımı) çiğneme simülatörü ile mine aşındırmasını ölçtükleri çalışmalarında, en az aşındırma oranının polisaj işlemine tutulmuş zirkonyada olduğunu belirtmişlerdir. Aynı zamanda polisajlı zirkonyanın da en az aşınan zirkonya yüzey bitirme biçimi olduğunu bulmuşlardır (Stawarczyk ve ark., 2013). Üç farklı yüzey bitirme işlemi uygulanan zirkonyanın (Zirkonzahn Prettau), karşıt dentisyonun mine dokusunda kayıp oluşturmasını inceledikleri çalışmalarında, polisajlı zirkonyanın; glaze işlemi uygulanmış ve porselenle veneerlenmiş zirkonyaya göre belirgin ölçüde az aşındırdığını belirtmişlerdir (Jung ve ark., 2010). Verena ve ark., polisaj veya glaze işlemine tabi tutulan Monolitik Zirkonya'nın veneer restorasyona alternatif olabileceğini bildirmiştir (Beuer ve ark., 2012). Bununla birlikte çalışmamızda antagonist aşındırması ölçüldüğünde, glaze yüzey işlemini gören monolitik zirkonyanın polisajlıya göre daha az aşındırma oranına sahip olduğu gözlenmiştir. Aynı zamanda en az örnek hacim kaybı polisajlanmış zirkonyada bulunmuştur.

Polisaj ve glaze yüzey işlemi yapılmış lityum-disilikat seramiklerin, 3 farklı seramik karşısında aşınma özelliğini incelemişler ve lityum disilikat restorasyonlarda glaze ısıtılmasına göre polisaj yüzey işlemi gören daha az aşındırıcı olduğunu belirtmişlerdir (Saiki ve ark., 2016). Bu çalışma antagonist aşındırması ölçüldüğünde, glaze işlemine tabi tutulan IPS e.max, Lisi press ve Vita Enamic antagonistte aynı aşınmaya sahip olduğu bulunurken, polisajlanmış IPS e.max Vita Enamic'ten antagonistte daha az aşındırma sergilediği gözlenmiştir.

Tam seramik restorasyonun klinik başarısızlığı, hastaya bağlı faktörler, restorasyonun geometrisi, dinamik yükler, materyalin özellikleri ve yorgunluk fenomeni gibi birçok faktöre bağlıdır (D'Arcangelo ve ark., 2018; Heintze ve ark., 2008; Naumova ve ark., 2017; Gwon ve ark., 2019, Jung ve ark., 2010). Daha önce yapılan birkaç in vitro çalışma, dental seramiklerin aşınma özelliklerini değerlendirmiştir, ancak yapılan in vitro testlerle elde edilen bilgiler, klinik çalışmalarla desteklenmelidir.

Bu doktora tez çalışmasında, yeni üretim yöntemleri ve materyaller ile seramiklerin aşınma değerleri arasındaki farklılıklar araştırılmış ve klinik başarının artırılması hedeflenmiştir. Polisaj ve glaze yüzey işlemine tabi tutulan seramiklerin aşınma direncini ve antagonist üzerindeki aşınmayı nasıl etkilediği incelenmiştir. Elde edilen sonuçları şu şekilde özetleyebiliriz:

- Monolitik zirkonya'nın test edilen diğer seramiklere kıyasla en az aşınma ve daha düşük antagonistik aşındırma sağladığı, ancak polisaj işlemi uygulanan monolitik zirkonya'nın antagonist aşındırması açısından olumsuz yönde etkilendiği gözlenmiştir.
- Monolitik zirkonyanın aşınma dayanımı ve karşıt diş minesinde oluşturduğu aşınma konusunda literatürde fikir birliği mevcut değildir. Bu konuda daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir.
- Monolitik zirkonya de kontrol ve glazli alt-gruplar arasında bir farklılık gözlenmemiştir. Ancak polisajli olan aşındırmaya neden olmuştur. Bu nedenle çalışmamızın sonuçları doğrultusunda zirkonya polisaj uygulamak için daha farklı şartlar altında çalışmalar yapılması önerilmektedir.
- Lityum disilikat, polimer infiltre seramik yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grupları en yüksek aşındırma değerleri sergilemektedir.
- Lityum disilikat (LP ve IPS e.max cad) ve polimer infiltre seramik restorasyon yüzeylerin önce polisaj işlemi ile parlatıldıktan sonra glaze işlemine tabi tutulmaları önerilebilir ancak bu konu ile ilgili çalışmalar yapılmalıdır.

KAYNAKLAR

Abd El-Ghany O, Sherief A. Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review. Future Dent J. 2016;2:55–64.

Akar GC, Pekkan G, Cal E, Eskitaşçıoğlu G, Özcan M. Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. J Prosthet Dent. 2014;112:314-21.

Al-Hiyasat A, Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM, Gilmour WH. Investigation of human enamel wear against four dental ceramics and gold. J Dent. 1998;26:487-95.

Al-Hiyasat AS, Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM, Gilmour WH. The abrasive effect of glazed, unglazed, and polished porcelain on the wear of human enamel, and the influence of carbonated soft drinks on the rate of wear. Int J Prosthodont. 1997;10:269-282.

Al-Wahadni AM, Martin DM. An in vitro investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material. J Oral Rehabil. 1999;26: 538-546.

Amaya-Pajares SP , Ritter A V, Vera Resendiz C, Henson BR, Culp L, Donovan TE. Effect of Finishing and Polishing on the Surface Roughness of Four Ceramic Materials after Occlusal Adjustment. J Esthet Restor Dent. 2016;28(6):382–396.

Amer R, Kürklü D, Johnston W. Effect of simulated mastication on the surface roughness of three ceramic systems. J Prosthet Dent. 2015;114:260-5.

Amer R, Kürklü D, Kateeb E, Seghi RR. Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. J. Prosthet. Dent. 2014;112:1151-1155.

Anusavice K, Shen C, Rawls H. Phillips' Science of Dental Materials. 1st ed. St. Louis: Elsevier Inc;2013,p:12.

Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses. Clin Oral Implants Res. 2007;18(3):218–231.

Anusavice KJ, Phillips RW. Phillips' Science of Dental Materials. 11th ed. St. Louis: WB Saunders: 2003,pp:486-467, 657-704.

Anusavice KJ. Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. Adv Dent Res. 2003;17:43-8.

Anusavice KJ. Philips' Science of Dental Materials. 10th ed. WB Saunders Company: Philadelphia;1996,pp:13-31, 555-580.

Arsecularatne JA, Dingeldein JP, Hoffman M. An in vitro study of the wear mechanism of a leucite glass dental ceramic. Bio-surface and Bio-tribology. 2015;1:50-61.

Ashtiani AH, Azizian M, Rohani A. Comparison the degree of enamel wear behavior opposed to Polymer-infiltrated ceramic and feldspathic porcelain. Dent Res J. 2019;16:71.

Attin T, Koidl U, Buchalla W, Schaller HG, Kielbassa AM, Hellwig E. Correlation of microhardness and wear in differently eroded bovine dental enamel. Arch Oral Biol. 1997;42: 243-250.

Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A. Dental ceramics: Part I–An overview of composition, structure and properties. *Am J Mater Eng and Tech*. 2015;3(1):13-8.

Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. *Open Access Maced J Med Sci*. 2018;6:1742.

Banks RG. Conservative posterior ceramic restorations: A literature review. *J Prosthet Dent*. 1990;63:619-626.

Baroudi K, Ibraheem S. Assessment of Chair-side Computer- Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *J Inter Oral Health*. 2015;7:96–104.

Bartolo D, Cassar G, Husain NAH, Özcan M, Camilleri J. Effect of polishing procedures and hydrothermal aging on wear characteristics and phase transformation of zirconium dioxide. *J Prosthet Dent*. 2017;117:545-551.

Başbuğ S, Gözneli R. Tam Seramik Sistemler: Konvansiyonel Yöntemler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2012;6:147– 154.

Bayındır F, Uzun İ. Tam Seramik Kuron Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2007;12:33–42.

Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil*. 1999; 26:582-593.

Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204:505–511.

Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*. 2012;28:449-456.

Bhat V, Shenoy K, Dandekeri S, Reddy H. CAD-CAM Ceramics -A Literature Review. *Int J Rec Sci Res.* 2016;7:9352–9361.

Blank JT. Scientifically based rationale and protocol for use of modern indirect resin inlays and onlays. *J Esthet Dent.* 2000;12(4):195-208.

Bona A, Pecho E, Alessandretti, R. Zirconia as a dental biomaterial. *Mater.* 2015;8:4978–4991.

Borges GA, Caldas D, Taskonak B, Yan J, Sobrinho LC, deOliveira WJ. Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. *J Prosthodont.* 2009;18:649-655.

Buğurman Yalım B, Türker Ş. Klinikte Tam Seramik Sistemler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2012;5:76–90.

Cardelli P, Manobianco FP, Serafini N, Murmura G, Beuer F. Full-arch, implant-supported monolithic zirconia rehabilitations: pilot clinical evaluation of wear against natural or composite teeth. *J Prosthet Dent.* 2015;10:1-5.

Çelik E, Aladağ A, Türkün L, Yılmaz G. Color changes of dental resin composites before and after polymerization and storage in water. *J Esthet Restor Dent.* 2011; 23: 179–188.

Chen Y, Moussi J, Drury L, Wataha JC. Zirconia in biomedical applications. *Expert Rev Med Devices.* 2016;13:945–963.

Cheng CW, Chien CH, Chen CJ, Papaspyridakos, P. Complete-mouth implant rehabilitation with modified monolithic zirconia implant-supported fixed dental prostheses and an immediate-loading protocol: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2013;109:347-52.

Choi JW, Bae IH, Noh TH, Ju SW, Lee TK, Ahn JS, et al. Wear of primary teeth caused by opposed all-ceramic or stainless steel crowns. *J Adv Prosthodont.* 2016;8:43-52.

Choi JW, Song EJ, Shin JH, Jeong TS, Huh JB. In Vitro Investigation of Wear of CAD/CAM Polymeric Materials Against Primary Teeth. *Mater.* 2017;10:1410.

Chun KJ, Lee JY. Comparative study of mechanical properties of dental restorative materials and dental hard tissues in compressive loads. *J Dent biome.* 2014;5.

Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013;29:419-426.

Coşkun A, Yaluğ S. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2002;5:97–102.

Cosme DC, Baldisserotto SM, Canabarro Sd, Shinkai RS. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. *Inter J Prosthodont.* 2005;18(4):328-332.

Coulthwaite L, Verran J, Pretty IA, Smith PW, Higham SM. The microbiological origin of fluorescence observed in plaque on dentures during QLF analysis. *Caries Res.* 2006;40:112-116.

Craig RG, Power JM. Restorative dental materials. Mosby-Year Book. Inc., Missouri;1997,p:486.

D'Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, Pirani M, Vadini M, Gattone M, et al. Wear properties of a novel resin composite compared to human enamel and other restorative materials. *Oper Dent.* 2014;39:612-618.

D'Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, Vadini M, De Angelis F. Wear evaluation of prosthetic materials opposing themselves. *Oper Dent*. 2018;43:38-50.

D'Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angels F. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent*. 2016;115:350–355.

Da Silva TM, Salvia ACRD, de Carvalho RF, Pagani C, da Rocha DM, da Silva EG. Polishing for glass ceramics: Which protocol. *J Prosthodont Res*. 2014;58(3):160–170.

Daou EE. The zirconia ceramic: strengths and weaknesses. *Open Dent J*. 2014;18:33–42.

Datla S, Alla R, Alluri R, Babu J, Konakanchi A. Dental Ceramics : Part II – Recent Advances in Dental Ceramics. *Am J Mater Eng Tech*. 2015;3:19–26.

DeLong R, Sakaguchi RL, Douglas WH, Pintado MR. The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater*. 1981;1(6):238-42.

DeLong R. Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. *Dent Mater*. 2006;22:702-711.

Denry I, Kelly J.R. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008;24:299–307.

Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1996;7:134-43.

Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Inter J Prosthodont*. 1992;5:9–16.

Elhomiamy E. Wear behaviour and surface roughness of polymer infiltrated ceramic material compared to pressable glass ceramic. Alexandria Dent J. 2015;40.

Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. J Am Dent Assoc. 2005;13(6):171-423.

Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Neiva GF. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. J Am Dent Assoc. 2010;141(2):10-4.

Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. J Esthet Restor Dent. 2016;28(1):56– 66.

Fisher RM, Moore BK, Swartz ML, Dykema RW. The effects of enamel wear on the metal-porcelain interface. J Prosthet Dent. 1983;50:627-31.

Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent. 1999;27:89-99.

Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. Compend Contin Educ Dent. 2010;31:682-684.

Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. Compendium. 1996;17:779-794.

Goodarche CJ, Bernal G, Rungcharassaenge K, Kan JYK. Clinical complication in fixed prosthodontic. J Prosthet Dent. 2003;90:31-41.

Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. Inter J Prosthodont. 2015;28:227–235.

Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater.* 2004;20:441-448.

Guess PC, Schultheis S, Bonfante E A, Coelho P G, Ferencz J L, Silva NR. All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dent Clinics North Am.* 2011;55:333–352.

Gwon B, Bae EB, Lee JJ, Cho WT, Bae HY, Choi JW, et al. Wear characteristics of dental ceramic CAD/CAM materials opposing various dental composite resins. *Mater.* 2019;12:1839.

Habib SR, Alotaibi A, Al Hazza N, Allam Y, AlGhazi M. Two-body wear behavior of human enamel versus monolithic zirconia, lithium disilicate, Ceram metal and composite resin. *J Adv Prosthodont.* 2019;11:23-31.

Hao Z, Ma Y, Liu W, Meng Y, Nakamura K, Shen J, et al. Influence of low-temperature degradation on the wear characteristics of zirconia against polymer-infiltrated ceramic-network material. *J Prosthet Dent.* 2018;120:596-602.

Harrer W, Danzer R, Morrell R. Influence of surface defects on the biaxial strength of a silicon nitride ceramic–Increase of strength by crack healing. *J Euro Cer Soc.* 2012;32:27-35.

Heintze S, Cavalleri A, Zellweger G, Büchler A, Zappini G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dent mater.* 2008;24(10):1352- 1361.

Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dent Mater.* 2006;22:1051-1062.

Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist—A systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater*. 2008;24:433-449.

Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater*. 2006;22:712-734.

Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*. 2000;53:297-303.

Holand W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices*. 2008;5:729-745.

Hu X, Zhang Q, Ning J, Wu W, Li C. Study of two-body wear performance of dental materials. *J Nation Med Assoc*. 2018;110:250-255.

Isaacson G, Isaacson D, Cohen DW. Ceramo-metal fixed partial dentures. Quintessence Pub Co. 1981;8.

Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent*. 2013;109:22-29.

Jones DW. Development of dental ceramics: An historical perspective, *Dent Clinics North Am*. 1985;29(4):621-643.

Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB. A study on the in vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont*. 2010;2:111–115.

Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int*. 1996;27:701- 706.

Kanat-Ertürk B, Dündar-Çömlekoğlu M, Çömlekoğlu E, Güngör MA. Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Güncel Tasarım ve Üretim Yöntemleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2015;1:135–143.

Kawai K, Urano M, Ebisu, S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. J Prosthet Dent. 2000;83: 664-667.

Kelly J, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. Aust Dent J. 2011;56:84–96.

Kelly J, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. Dent Mater. 2008; 24:289–298.

Kelly J, Nishimura I, Campbell D. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent. 1996;75:18–32.

Kelly J. Dental ceramics: Current thinking and trends. Dent Clinics North Am. 2004; 48:513–530.

Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. J Prosthet Dent. 1999;81:652-661.

Kennelman KH, Jelen B, Mehl A, Hickel R. Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. Int J Comp Dent. 2001;4:171-184.

Kewekordes T, Wille S, Kern M. Wear of polyetherketoneketones—Influence of titanium dioxide content and antagonistic material. Dent Mater. 2018;34:560-567.

Kim HK, Kim SH, Lee JB, Ha SR. Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. J Prosthet Dent. 2016;115:773-9.

Kim MJ, Oh SH, Kim JH, Ju SW, Seo DG, Jun SH. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *J Dentist*. 2012;40:979-988.

Kisi EH, Howard CJ. Crystal structures of zirconia phases and their inter-relation. In *Key Eng Mater*. 1998;53:1-36.

Kırmalı Ö. Dental ceramics used in dentistry. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2014;17:316–324.

Krishna JV, Kumar VS, Savadi C. Evolution of metal-free ceramics. *J Ind Prosthodont Soc*. 2009;9:70-75.

Kumari RV, Nagaraj H, Siddaraju K, Poluri RK. Evaluation of the Effect of Surface Polishing, Oral Beverages and Food Colorants on Color Stability and Surface Roughness of Nanocomposite Resins. *J Int oral Heal JIOH*. 2015;7(7):63– 70.

Lavigne GJ, Khoury S, Abe S, Yamaguchi T, Raphael K. Bruxism physiology and pathology: an overview for clinicians. *J oral rehabil*. 2008;35(7):476-94.

Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED, Thompson VP. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *J Den Res*. 2002;8: 433-8.

Leinfelder KF. Indirect posterior composite resins. *Compend Contin Educ Dent*. 2005;26:495-503.

Li H, Zhou ZR. Wear behaviour of human teeth in dry and artificial saliva conditions. *Wear*. 2001;249:980-984.

Li R, Chow T, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J Prosthodont Res*. 2014;58:208–216.

Madhavan, Sanjay. Methods of Strengthening Ceramics. J Pharm Sci Res. 2015;7(10):873.

Magne P, Oh WS, Pintado MR, DeLong R. Wear of enamel and veneering ceramics after laboratory and chairside finishing procedures. J Prosthet Dent. 1999;82:669- 679.

Mair LH, Stolarski A, Vowles W, Lloyd CH. Wear mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. J Dent. 1996;24:141-148.

Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of workshop. J Dent. 1999;24:141-8.

Malkondu O, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. Biotechnology and Biotechnological Equipment. 2016;30:644–652.

Manfredini D, Poggio CE, Lobbezoo F. Is bruxism a risk factor for dental implants? A systematic review of the literature. Clinical implant dentistry and related research. 2014;16(3):460-469.

Martínez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samsó J, Peraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. Inter J Prosthodont. 2003;16:74-77.

McCabe J, Walls A. Applied Dental Materials. 9th ed. Oxford: Blackwell Publishing; 2008.

McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics. 2nd ed. Chicago:Quint. Pub. Co. Inc;1980,p:45-48.

Mello PC, Coppede AR, Macedo AP, Mattos MD, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Abrasion wear resistance of different artificial teeth opposed to metal and composite antagonists. J App Oral Sci. 2009;17:451-456.

Metzler KT, Woody RD, Miller AW, 3rd, Miller BH. In vitro investigation of the wear of human enamel by dental porcelain. *J Prosthet Dent.* 1999;81:356-364.

Mitov G, Heintze S, Walz S, Woll K, Muecklich F, Pospiech P. Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures. *Dent Mater.* 2012;28:909–918.

Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28(1):44-56

Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res.* 2013;57:236–261.

Monasky GE, Taylor DF. Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold. *J Prosthet Dent.* 1971;25:299-306.

Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behave Biomed Mater.* 2013;20:113-125.

Motro PFK, Kursoglu P, Kazazoglu E. Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. *J Prosthet Dent.* 2012;108(4):231–7.

Mundhe K, Jain V, Pruthi G, Shah N. Clinical study to evaluate the wear of natural enamel antagonist to zirconia and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2015;114:358-63.

Naumova E, Schneider S, Arnold W, Piwowarczyk A. Wear behavior of ceramic CAD/CAM crowns and natural antagonists. *Mater.* 2017;10:244.

O'Brein WJ. Dental Materials and Their Selection. 3rd ed. Chicago:Quintessence; 2002,p:180-182.

Oh WS, DeLong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. J Prosthet Dent. 2002;87:451-459.

Ohashi K, Kameyama Y, Wada Y, Midono T, Miyake K, Kunzelmann KH, et al. Evaluation and comparison of the characteristics of three pressable lithium disilicate glass ceramic materials. Inter J Den Res. 2017;7:16711-16716.

Oliveira JC, Aiello G, Mendes B, Urban VM, Campanha NH, Jorge JH. Effect of storage in water and thermocycling on hardness and roughness of resin materials for temporary restorations. Mater Res. 2010;13:355-359.

Öngül D, Şermet B, DMD, Balkaya MC. Visual and instrumental evaluation of color match ability of 2 shade guides on a ceramic system. J Prosthet Dent. 2012;108:9-14.

Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. Clin Oral Investig. 2003;7(2):71–9.

Pang Z, Chughtai A, Sailer I, Zhang Y. A fractographic study of clinically retrieved zirconia–ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. Dent Mater. 2015; 31:1198-1206.

Park J, Park S, Lee K, Yun K, Lim H. Antagonist wear of Three CAD- CAM Anatomic Contour Zirconia Ceramics,, J Prosthet Dent. 2014;111:20-29.

Pelka M, Ebert J, Schneider H, Kramer N, Petschelt A. Comparison of two- and three-body wear of glass-ionomers and composites. Eur J oral . 1996;104:132-137.

Philipp A, Fischer J, Hämmerle C, Sailer I. Novel ceria- stabilized tetragonal zirconia/alumina nanocomposite as framework material for posterior fixed dental prostheses: preliminary results of a prospective case series at 1 year of function. *Quintessence International*. 2010;41:313–319.

Philips RW, W.B. Saunders Company, London, Philadelphia, Toronto, . *Sci Dent Mater*, 1982.

Pollington S, Noort V. An Update of Ceramics in Dentistry. *Inter J Clinic Dent*. 2009;2:283–307.

Powers M, Wataha C. *Dental Materials Properties and Manipulation*. 10 ed. St. Louis: Elsevier Mosby;2013.

Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations. *J Dent*. 2012;40:921-928.

Preis V, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Rosentritt M. Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *J Mech Behave Biomed Mater*. 2012;10:13-22.

Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dent Mater*. 2011;27:796-804.

Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *J Dent*. 2015;43:133-9.

Qualtrough AJE, Piddock V. Ceramics update. *J Dent*. 1997;25:91-5.

Raigrodoski A. Contemporary Materials and Technologies for All- Ceramic Fixed Partial Dentures: A Review of The Literature. *J Prosthet Dent*. 2004;92:557-62.

Reich S, Schierz O. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. Clin Oral Investig. 2013;17:1765-1772.

Ritzberger C, Apel E, Höland W, Peschke A, Rheinberger VM. Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. Materials. 2010;3:3700-3713.

Rosenblum MA, Schulman A. A Review of All-Ceramic Restorations. J Am Dent Assoc. 1997;128:297–307.

Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 4th. ed. St. Louis, Mosby Elsevier; 2006.

Sabrah AH, Cook NB, Luangruangrong P, Hara AT, Bottino MC. Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. Dent Mater. 2013;29:666-73.

Saiki O, Koizumi H. Wear characteristics of polished and glazed lithium disilicate ceramics opposed to three ceramic materials. J Oral Sci. 2016;58(1):117-123.

Saint-Jean SJ. Dental Glasses and Glass- ceramics. J. Shen ve T. Kosmac Advanced Ceramics for Dentistry. Oxford: Elsevier Ltd; 2013,p:255–277.

Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials. 13th ed. St. Louis: Elsevier Mosby; 2012.

Seghi RR., Rosenstiel SF, Bauer P. Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. J Dent Res. 1991;70:221-225.

Sener ID, Türker ŞB. Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2009;19:61–67.

Shaw L, Smith AJ. Dental erosion--the problem and some practical solutions. *Br Dent J.* 1999;186:115-118.

Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry.* 2010;13:195-203.

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. All ceramic restorations. In: Bateman LA, ed. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics.* 3rd ed. London: Quintessence Publishing Co. Inc; 1997.

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics.* 2nd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc; 1981.

Shortall AC, Hu XQ. Potential counter sample materials for in vitro simulation wear testing. *Dent Mater.* 2002;18:246-254.

Silva N, Thompson VP, Valverde GB, Coelho P, Powers JM, Farah JW, et al. Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. *J Am Dent Assoc.* 2011;142:4-9.

Sorensen JA, Torres TJ. In *Ceram ceramic bridge technology.* Quint Dent Technol. 1992;15:41-46.

Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2014;112:1141-1150.

Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;59:128–138.

Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottman A, Roos M, Hämmerle CH. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand.* 2013;71:102-112.

Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent mater.* 2009;25(4):494-499.

Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC Zirkon Technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil.* 2005;32:180-7.

Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *J Oral Rehabil.* 2014;41:314-22.

Stöckl C, Hampe R, Stawarczyk B, Haerst M, Roos M. Macro-and micro topographical examination and quantification of CAD-CAM composite resin 2-and 3-body wear. *J Prosthet Dent.* 2018;120:537-545.

Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:1289- 1296.

Teoh SH, Ong FK, Yap UJ, Hasting GW. Bruxing-type dental wear simulator for ranking of dental restorative materials. *J Biomed Mater Res.* 1998;43:175-183.

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont.* 2001;14:231-238.

Tokgöz-Çetindağ M, Meşe A. Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) Sistemleri ve Materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2016;26:524–533.

Trinkner TF, Roberts MA. esthetic restoration with full-coverage porcelain veneers and a Ceromer/fiber-reinforced composite framework: a case report. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1998;10:547-554.

Tsujimoto A, Barkmeier WW, Fischer NG, Nojiri K, Nagura Y, Takamizawa T, et al. Wear of resin composites: Current insights into underlying mechanisms, evaluation methods and influential factors. *Japan Dent Sci Rev*. 2018;54:76-87.

Tutal Z, Şener-Yamaner I, Tuncer E. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2015;10:157–166.

Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today*. 2009;28:112-113.

Ural Ç. Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*. 2011;86:27-38.

URAL Ç. Diş hekimliği pratiğinde tamamı seramik ve cad-cam uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*. 2011;86: 27-38.

Usha G, Prashanth T, Nadig R, Gowda Y, Murtuza B. Advanced Ceramics a Review of Material Science. *Journal of Dental Sciences and Research*. 2014;5:5–11.

Van Noort R. Introduction To Dental Materials. 2nd ed. Mosby, St Louis;2002,p:257-278.

Venezia P, Torsello F, Cavalcanti R, D'Amato S. Retrospective analysis of 26 complete-arch implant-supported monolithic zirconia prostheses with feldspathic porcelain veneering limited to the facial surface. *J Prosthet Dent*. 2015;114:506-12.

Vichi A, Fonzar RF, Goracci C, Carrabba M, Ferrari M. Effect of Finishing and Polishing on Roughness and Gloss of Lithium Disilicate and Lithium Silicate Zirconia Reinforced Glass Ceramic for CAD/CAM Systems. *Oper Dent*. 2018;43(1):90–100.

Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M. Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dent Mater.* 2011;27:97-108.

Vult P. All-ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminum oxide-and zirconium dioxide-based ceramic systems. *Swed Dent J.* 2005;Suppl 173:1-69.

Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice?. *Dent Clin North Am.* 1992;36:765-782.

Wassell R, McCabe J, Walls A. A two-body frictional wear test. *Journal of dental research.* 1994;73(9):1546-1553.

White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont.* 1995;8:413-420.

Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ ceramic/ refractory techniques, their development and introduction into dentistry: a historical review. *J Prosthet Dent.* 2004;91(2):136-143.

Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/ CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent.* 2006;96:96-99.

Xing W, Jiang T, Ma X, Liang S, Wang Z, Sa Y, Wang Y. Evaluation of the esthetic effect of resin cements and try-in pastes on ceromer veneers. *J Dent.* 2010;38(2):87-94.

Yamaguchi S, Kani R, Kawakami K, Tsuji M, Inoue S, Lee C. Fatigue behavior and crack initiation of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dent Mater.* 2018;34:1578-1584.

Yap A, Teoh SH, Hastings WG, Lu CS. Comparative wear ranking of dental restorative materials utilizing different wear simulation modes. *J Oral Rehabil.* 1997;24:574-580.

Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam Porselen Sistemleri II. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2005;22:49-60.

Yilmaz C, Korkmaz T, Demirköprülü H, Ergün G, Özkan Y. Color stability of glazed and polished dental porcelains. J Prosthodont. 2008;17(1):20–24.

Yin R, Jang YS, Lee MH, Bae TS. Comparative Evaluation of Mechanical Properties and Wear Ability of Five CAD/CAM Dental Blocks. Materials. 2019;12:22-52.

Zaruba M, Mehl A. Chairside systems : a current review. Inter J Comp Dent. 2017;20:123–149.

Zhi L, Bortolotto T, Krejci I. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. J Prosthet Dent. 2016;115:199-202.

EK 1: Tezden Gerçekleştirilen Uluslararası Hakemli Dergide (SCI-Expanded)

Yayınlanan Makale.

ABUJALALA M, Özden A. N, **Effects of polishing vs. glazing on dental ceramic wear: A comparative *in vitro* study**, 2019; *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*.

Ek 2: Özgeçmiş

Adı	MOHAMMED	Soyadı	ABUJALALA
Doğum Yeri	Gaza	Doğum Tarihi	12.08.1989
Uyruğu	Filistin	Tel	05338588916
E-mail	dr.moh.jalala@hotmail.com		

Eğitim Düzeyi	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ	
Yüksek lisans	YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ	
Lisans	SINAI ÜNİVERSİTESİ	2014
Lise	NAASER BİN HAMMED	2008

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Diş Doktoru	SINAI ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ- MISIR.	2012-2013
Diş Doktoru	Ministry of Health.General of Human	2013-2014

	Resources Development - FİLİSTİN.	
Diş Doktoru	Sustainable Development Center (SDC). FİLİSTİN	2014-2015
ARAŞTIRMA GÖREVLİSİ	YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	2015-2020

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
TÜRKÇE	ÇOK İYİ	ÇOK İYİ	İYİ
İNGİLİZCE	ÇOK İYİ	İYİ	ÇOK İYİ
ARAPÇA	ÇOK İYİ	ÇOK İYİ	ÇOK İYİ

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MİCROSOFT WORD	ÇOK İYİ
MİCROSOFT POWER POINT	ÇOK İYİ
MİCROSOFT EXCEL	İYİ