



T.C.
AYDIN ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

**PH DÖNGÜ MODELİ VE FARKLI TAMİR YÖNTEMLERİ
UYGULANAN ZİRKONYA SERAMİKLERİNİN BAĞLANMA
DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

DT. Esmâ BALIN

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi Gül DİNÇ ATA
Dr. Öğr. Üyesi Baykal YILMAZ

AYDIN-2020

T.C.
AYDIN ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

**PH DÖNGÜ MODELİ VE FARKLI TAMİR YÖNTEMLERİ
UYGULANAN ZİRKONYA SERAMİKLERİNİN BAĞLANMA
DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

DT. Esmâ BALIN

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Gül DİNÇ ATA
Dr. Öğr. Üyesi Baykal YILMAZ

AYDIN-2020

KABUL VE ONAY SAYFASI

Restoratif Diş Hekimliği Uzmanlık Programı çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşğıdaki jüri tarafından “Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi” olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 03/02/2020

Jüri Başkanı	Doç. Dr. Özgür IRMAK Yakın Doğı Üniversitesi Diş Hekimliği Faköltesi Restoratif Diş Tedavisi A.D.
--------------	--

Tez. Danışmanı Üye	Dr. Öğr. Üyesi Gül DİNÇ ATA Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Faköltesi Restoratif Diş Tedavisi A.D.
-----------------------	---

2. Tez. Danışmanı Üye	Dr. Öğr. Üyesi Baykal YILMAZ Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Faköltesi Protetik Diş Tedavisi A.D.
--------------------------	--

TEŞEKKÜR

Yüksek Lisans tez çalışmamda ilgi, yardım ve hoşgörüsünü esirgemeyen danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Gül DİNÇ ATA'ya,

Hiçbir koşulda desteğini esirgemeyen Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Dr. Öğr. Üyesi N. Aycan YILMAZ'a ve Dr. Öğr. Üyesi Özge ÇELİKSÖZ'e

Tüm klinik çalışmalarım boyunca bana her konuda yardımcı olan ADÜ Restoratif ailesine,

Hayattaki en büyük şanslarımdan biri olan, birçok hatıramı paylaşabildiğim Şeyma ERDOĞAN'a,

Birlikte ağlayıp gülebildiğim, her yolu birlikte yürüyebildiğim ve benim için hayatı daha yaşanılabilir kılan Merve KESER'e ve Melis DURMAZ'a,

Bütün hayatım boyunca bana gösterdikleri sonsuz sevgi ve destekleri için canım kardeşlerime ve haklarını asla ödeyemeyeceğim anneme ve babama,

Teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY SAYFASI	i
TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	v
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
RESİMLER DİZİNİ.....	viii
TABLolar DİZİNİ.....	ix
ÖZET	x
ABSTRACT	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Zirkonyum Oksitin Tarihçesi ve Yapısı	3
2.2. Zirkonya Materyalleri.....	4
2.2.1. Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP).....	4
2.3. Diş Hekimliğinde Zirkonyanın Kullanım Alanları	5
2.4. Zirkonyaya Uygulanan Yüzey İşlemleri	6
2.4.1. Döner Aletlerle Pürüzlendirme.....	6
2.4.2. Kumlama.....	7
2.4.3. Hidroflorik Asit ve Sıcak Asitleme Tekniği	8
2.4.4. Primer Uygulaması.....	8
2.4.5. Lazer ile Pürüzlendirme	9
2.4.6. Selektif İnfiltrasyon Etching (SIE)	9
2.4.7. Plazma Sprey Yöntemi.....	10
2.5. Zirkonya Altyapılı Seramik Restorasyonlarda Görülen Komplikasyonlar	10
2.6. Ağız İçi Tamir Protokolleri	11
2.6.1. Sınıf 1-Basit Yüzey Atma Tamir Protokolleri	11
2.6.2. Sınıf 2-Orta Yüzey Atma Tamir Protokolleri.....	11
2.6.2.1. Sınıf 2-1 Orta yüzey atma: zirkonya altyapının açığa çıkmadığı atmalarda tamir protokolleri	13
2.6.2.2. Sınıf 2-2 Orta yüzey atma: zirkonya altyapının açığa çıktığı atmalarda tamir protokolleri	14

2.6.3. Sınıf 3 Ciddi Yüzey Atma: Zirkonya Altyapının Ortaya Çıktığı Ciddi Atmalarda Tamir Protokolleri	16
2.7. Ağız İçi Tamirin Ömrü.....	16
2.8. Yaşlandırma Yöntemleri	16
2.8.1. Termal Döngü	16
2.8.2. pH Döngüsü.....	17
2.9. Bağlanma Dayanımı Testleri.....	18
2.9.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	18
3. GEREÇ VE YÖNTEM	19
3.1. Örneklerin Hazırlanması	21
3.2. Örneklere Uygulanan Yüzey İşlemleri.....	21
3.3. Tamir Kitlerinin Uygulanması ve Örneklerin Restorasyonu	23
3.4. Örneklerin Yaşlandırılması	25
3.4.1. pH Döngüsü Solüsyonlarının Hazırlanması ve pH Döngüsü.....	25
3.4.2. Termal Döngünün Uygulanması	27
3.5. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	28
3.6. Başarısızlık Tipinin Belirlenmesi.....	29
3.7. İstatistiksel Analiz	30
4. BULGULAR	31
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerleri ile İlgili Bulgular	31
4.2. Başarısızlık Şekillerinin Belirlenmesine İlişkin Bulgular	39
5. TARTIŞMA	40
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	53
KAYNAKLAR.....	55
ÖZGEÇMİŞ	72

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
<	: 'den küçüktür
>	: 'den büyüktür
Al ₂ O ₃	: Alüminyum oksit
BHT	: Bütillenmiş hidroksitolüen
Bis-GMA	: Bisfenol A diglisidil dimetakrilat
BPDM	: Bifenil dimetakrilat
Ca(NO ₃) ₂ ·4H ₂ O	: Kalsiyum nitrat tetrahidrat
CaO	: Kalsiyum oksit
cm ²	: Santimetrekare
CO ₂	: Karbon dioksit
dk	: Dakika
Er,Cr:YSGG	: Erbiyum, Kromyum: Yttriyum Skandiyum Galyum Garnet
Er:YAG	: Erbiyum: Yttriyum Alüminyum Garnet
HEMA	: 2-hidroksietil metakrilat
HF	: Hidroflorik
Hz	: Hertz
ISO	: International Organization for Standardization
mak	: Maksimum
MDP	: 10-metakrilol oksidesil dihidrojen fosfat
Mg-PSZ	: Magnezyum parsiyel stabilize zirkonya
MgO	: Magnezyum oksit
min	: Minimum
mJ	: Milijoule
mm	: Milimetre
mm ²	: Milimetrekare
MPa	: Megapaskal
mW	: Miliwatt
N	: Newton
Na ₂ HPO ₄ ·2H ₂ O	: Sodyum dihidrojen fosfat
NaF	: Sodyum florür

Nd:YAG	: Neodymium doped Yttrium Alüminyum Garnet
nm	: Nanometre
°C	: Santigrat derece
OH⁻	: Hidroksil
SiC	: Silikon Karpit
sn	: Saniye
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilat
W	: Watt
Y₂O₃	: Yttrium oksit
Y-TZP	: Yttria stabilize zirkonya
ZrO₂	: Zirkonyum oksit
ZrSiO₄	: Zirkonyum silikat
µm	: Mikrometre
µs	: Mikrosaniye

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: Çalışma düzeneği.....	20
Şekil 2: Solüsyon içerikleri ve 6 aylık pH döngüsü.....	27
Şekil 3: Termal döngü şeması.	28
Şekil 4: Tamir kitlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı.....	32
Şekil 5: Yüzey işlemlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı.....	33
Şekil 6: Yaşlandırma yöntemlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı.	34
Şekil 7: Tamir kitlerine göre yaşlandırma yöntemlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı.	35
Şekil 8: Tamir kitlerinde yüzey işlemlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı.....	37
Şekil 9: Yaşlandırma yöntemlerine göre yüzey işlemlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı.	38

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1: Yüzey işlemleri için hazırlanan Y-TZP blok örneği.	21
Resim 2: Çalışmada kullanılan a) air abrazyon cihazı ve b) uygulaması.	22
Resim 3: Çalışmada kullanılan a) Er:YAG cihazı parametreleri ve b) uygulaması.	22
Resim 4: Cimara tamir kiti a) içeriği ve b) kullanılan materyaller.	23
Resim 5: Bisco Intraoral Tamir Kiti a) içeriği ve b) kullanılan materyaller.	24
Resim 6: Kompozit ile restore edilmiş örnek.	24
Resim 7: Demineralizasyon solüsyonunun pH'sı.	25
Resim 8: Remineralizasyon solüsyonunun pH'sı.	26
Resim 9: Çalışmada kullanılan termal döngü cihazı.	28
Resim 10: Çalışmada kullanılan makaslama bağlanma test cihazı.	29
Resim 11: Örneklerin test cihazına sabitlenmesi (a,b).	29
Resim 12: Çalışmada kullanılan stereomikroskop cihazı.	30
Resim 13: Örneklerde tespit edilen adeziv başarısızlık tipi stereomikroskop görüntüsü a) Cimara (kontrol örneği), b) Cimara (air abrazyon örneği), c) Cimara (Er: YAG lazer örneği), d) Bisco Intraoral Tamir Kiti (kontrol örneği), e) Bisco Intraoral Tamir Kiti (air abrazyon örneği), f) Bisco Intraoral Tamir Kiti (Er:YAG lazer örneği).	39

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1: Y-TZP özellikleri .	5
Tablo 2: Piyasada bulunan ağız içi tamir kitleri	12
Tablo 3: Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri.....	19
Tablo 4: Yöntemlere göre etkileşimlerin karşılaştırılması (3 yönlü varyans istatistiksel analizi sonuçları)	31
Tablo 5: Toplamda tamir kitlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı. .	32
Tablo 6: Yüzey işlemlerine ait makaslama bağlanma dayanımı sonuçları ve ikili karşılaştırması	33
Tablo 7: Toplamda yaşlandırma yöntemlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı.....	34
Tablo 8: Her bir tamir kiti için makaslama bağlanma dayanımı sonuçlarının yaşlandırma yöntemlerine göre karşılaştırılması.	35
Tablo 9: Tamir kitlerinde yüzey işlemlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı ve ikili karşılaştırması.	36
Tablo 10: Yaşlandırma yöntemlerine göre yüzey işlemlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı ve ikili karşılaştırması.....	38

ÖZET

PH DÖNGÜ MODELİ VE FARKLI TAMİR YÖNTEMLERİ UYGULANAN ZİRKONYA SERAMİKLERİNİN BAĞLANMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Balın E. Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Uzmanlık Tezi, Aydın, 2020.

Amaç: Çalışmamızın amacı; üç farklı yüzey işlemi (kontrol grubu, air abrazyon ve Er:YAG lazer) uygulanarak iki farklı tamir kiti (Cimara ve Bisco Intraoral Tamir Kiti) ile tamir edilen ve farklı yaşlandırma yöntemleri (pH döngüsü ve termal döngü) ile yaşlandırılan Yttria Stabilize Zirkonya (Y-TZP) seramiklerinin makaslama bağlanma dayanımlarını değerlendirmektir. **Gereç ve Yöntem:** Y-TZP seramik bloklar (N=120) (Aidite, Zir Dental, Qinhuangdao, Çin) (6 mm x 8 mm x 8 mm) farklı yüzey işlemi için rastgele üç eşit gruba ayrıldı: (a) kontrol grubu (üretici firmanın önerdiği yüzey işlemleri), (b) air abrazyon ve (c) Er:YAG lazer. Yüzey işlemlerinden sonra, bloklara aşağıdaki tamir kitlerinden biri uygulandı: (1) Cimara (Voco, Cuxhaven, Almanya) ve (2) Bisco İntraoral Onarım Kiti (Bisco, Schaumburg, IL, ABD). Kompozit rezin (Clearfil Majesty Posterior, Kuraray, Japan) işlem gören yüzeylere tabakalanarak uygulandı ve ışıqla polimerize edildi. Tamir edilen örneklerin bir yarısı termal döngüye (n=10) (5.000 döngü), diğer yarısı pH döngüsüne (n=10) (6 ay) tabi tutulduktan sonra tüm örnekler makaslama bağlanma dayanımı testi uygulandı. Başarısızlık tipleri ışık mikroskobu altında incelendi. Veriler, üç yönlü varyans analizi, Kruskal-Wallis, Mann-Whitney U ve Bonferroni düzeltmeli ikili karşılaştırma testleri kullanılarak değerlendirildi ($\alpha=0,05$). **Bulgular:** Yaşlandırma yöntemleri, yüzey işlemleri ve tamir kitleri arasında etkileşimin olduğu ve de tamir kiti ile yüzey işlemleri arasında etkileşimin olduğu bulunmuştur ($p<0,05$). Tüm gruplarda %100 adeziv başarısızlık görüldü. **Sonuç:** Zirkonya seramiklerin tamirinde yüzey işlemlerinin, tamir kitlerinin ve pH döngüsünün makaslama bağlanma dayanımları üzerine etkisinin olduğu bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Er:YAG Lazer, Makaslama Bağlanma Dayanımı, pH döngüsü, Tamir, Yttria Stabilize Zirkonya

ABSTRACT

EVALUATION OF BOND STRENGTH OF ZIRCONIA CERAMICS APPLIED WITH PH-CYCLING MODEL AND DIFFERENT REPAIR METHODS

Balın E. Adnan Menderes University Faculty of Dentistry Restorative Dentistry
Master Thesis, Aydın, 2020.

Aim: The aim of this study was to evaluate the shear bond strength of Yttria Stabilized Zirconia (Y-TZP) ceramics treated with three different surface treatments (no treatment, air abrasion and Er:YAG laser) and repaired with two different repair kits (Cimara and Bisco) followed by aging with two different aging methods (pH cycling and thermocycling). **Materials and methods:** Y-TZP ceramic blocks (N=120) (Aidite, Zir Dental, Qinhuangdao, China) (6 mm x 8 mm x 8 mm) were randomly and equally divided into three groups for different surface treatments: (a) control group (surface treatments recommended by the manufacturer) (b) air abrasion, and (c) Er:YAG laser. After surface treatment, one of the following repair kits was applied to the blocks: (1) Cimara (Voco, Cuxhaven, Germany) and (2) Bisco Intraoral Repair Kit (Bisco, Schaumburg, IL, USA). Resin composite (Clearfil Majesty Posterior, Kuraray, Japan) was applied to the treated surfaces incrementally and light cured. Half of the repair samples were subjected to thermocycling (n=10) (5.000 cycles) and the other half to pH cycling (n=10) (6 months), and then shear bond strength test was applied to all specimens. Failure patterns were examined under a stereomicroscope. Data were evaluated by using three-way analysis of variance, Kruskal-Wallis, Mann-Whitney U and Bonferroni corrected paired comparison tests ($\alpha=0,05$). **Results:** Interactions were found between aging methods, surface treatments and repair kits, as well as between repair kit and surface treatments ($p<0,05$). All groups showed 100% adhesive failures. **Conclusion:** It has been observed that surface treatments, repair kits and pH cycle have an effect on shear bond strength in repair of zirconia ceramics.

Keywords: Er:YAG Laser, Shear Bond Strength, pH cycle, Repair, Yttria Stabilized Zirconia

1. GİRİŞ

1950'lerin sonlarından beri anterior ve posterior dişlerin tedavisinde standart bir tedavi seçeneği olan metal destekli seramik restorasyonların (1); ön bölgede özellikle yetersiz diş kesimi yapılan vakalarda metal altyapı nedeniyle seramik kalınlığının yetersiz kalabilmesi ve bunun sonucunda metal renginin seramik yüzeyinden yansması, diş eti çekilmesi sonucunda metalin açığa çıkabilmesi, alaşımın içeriğine bağlı olarak diş etinde renk değişimine sebep olabilmesi, korozyon oluşturma ve lokal doku reaksiyonuna neden olma riski, mevcut ışık geçirgenliğinin yetersiz olması nedeniyle optimal estetik sağlanamaması, porselen metal bağlantısında oksit tabakası oluşumuna bağlı problemlerin meydana gelmesi gibi birtakım dezavantajları bulunmaktadır (1-4). Bu dezavantajların önüne geçebilmek, porselenin kırılma riskini azaltmak için zaman içerisinde metal altyapı yerine kullanılabilecek zirkonya, alümina, cam porselen gibi yeni seramik materyaller geliştirilmiş ve tam seramik restorasyonların kullanımı daha popüler hale gelmiştir (5).

Seramik dental restorasyonların en temel dezavantajı, kırılma ve atma (chipping) eğilimlerinin olmasıdır (6). Kırılma riskini azaltmak amacıyla geleneksel dental seramiklere kıyasla üstün kırılma tokluğu sağlayan alümina ve zirkonya gibi seramikler kullanılsa da (7), restorasyonun tamamı bu seramikten yapılmadığı sürece restorasyonun dış tabakasının kırılma ya da atma riskinin azalması mümkün değildir. İdeal estetik materyal olarak kullanılamayacak kadar opak ve beyazımsı olan estetik sınırlamaları ile alümina ve zirkonya gibi malzemeler, genellikle daha üstün estetik özelliklere sahip feldspatik porselen veneer katmanları ile kaplanan kor materyalleri olarak kullanılırlar (8).

Alümina ve zirkonya kullanımının bir sonucu olarak seramik kor yapıların kırılmalarında azalma olmasına rağmen, veneer katmanında atma eğilimi devam etmektedir. Yedi ila on yıllık metal destekli seramik kronlar için seramik kırıklarından kaynaklanan başarısızlıkların %2-4 arasında değiştiği (9), beş ila on yıllık bir Allceram kronunun başarısızlık oranının ise %2-6,5 arasında olduğu belirtilmektedir (10). Zirkonya seramiklerde başarısızlık oranları ise 2 yıllık sürede %15 (11) ve 3 yıllık sürede %13 (12) olarak bildirilmiştir.

Hasar gören seramik restorasyonun kor yapısının sökülmesi sırasında dişte oluşabilecek ilave travma, zaman kaybı ve yenileme maliyeti göz önüne alındığında en pratik çözüm, kırılan seramik restorasyonun değiştirilmesi değil, onarılmasıdır (13-25). Tamir uygulamasında, sıklıkla tamir materyali olarak kullanılan kompozit rezinler ile kırık yüzeyi arasında başarılı bir bağlantı oluşturabilmek ve hasar gören materyal yüzeyinde mekanik retansiyonu sağlamak için

air abrazyon, silika bağlı alüminyum oksit (Al_2O_3) tozu ile kumlama, hidroflorik (HF) asit, fosforik asit, lazer ve elmas frezlerle pürüzlendirme işlemleri, silanizasyon, adeziv ve primer sistemleri uygulanabilmektedir (26-29). Bahsedilen bu yöntemlerin farklı kombinasyonları hekimlerin kullanımına sunulan tamir setleri olarak da karşımıza çıkmaktadır (18-23, 30, 31).

Bu çalışmanın amacı, üç farklı yüzey işlemi (kontrol grubu, air abrazyon ve Er:YAG-Erbiyum: Yttriyum Alüminyum Garnet lazer) uygulanarak iki farklı tamir kiti (Cimara ve Bisco Intraoral Tamir Kiti) ile tamir edilen ve farklı yaşlandırma yöntemleri (pH döngüsü ve termal döngü) ile yaşlandırılan Yttria Stabilize Zirkonya (Y-TZP) seramiklerinin makaslama bağlanma dayanımlarını değerlendirmektir.

Çalışmanın yokluk hipotezi; uygulanan üç farklı yüzey işleminin (kontrol grubu, air abrazyon ve Er:YAG lazer), iki farklı tamir kitinin (Cimara ve Bisco Intraoral Tamir Kiti) ve farklı yaşlandırma yöntemlerinin (pH döngüsü ve termal döngü) zirkonyanın tamir bağlanma dayanımında istatistiksel açıdan fark olmayacağı şeklindedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Zirkonyum Oksitin Tarihçesi ve Yapısı

Zirkonyum ismi Arapça “altın rengi” anlamındaki “zargon”dan gelmekte ve Zargon, zar (altın) ve gun (renk) kelimelerinden oluşmaktadır. Zirkonyum metal oksidi (ZrO_2) 1789’da Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından, birtakım değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur (32).

Doğada saf halde bulunmayan ve genellikle bileşik halinde olan zirkonyumun en çok bilinen bileşiklerinin başında zirkonyum silikat (Zirkon) ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (Zirkonya, zirkonyum dioksit ya da badeleyit) (ZrO_2) gelmektedir (33).

Zirkonyum oksit seramikler, gelişimlerinin ilk yıllarında zirkonyum oksit-kalsiyum oksit, zirkonyum oksit-magnezyum oksit (ZrO_2 -CaO, ZrO_2 -MgO) gibi katı çözeltiler halinde biyomedikal kullanımlar için test edilmiştir. Takip eden yıllarda çalışmalar daha çok 'Tetragonal Zirkonyum Polikristalleri' (TZP) olarak bilinen ince grenli yapı ile karakterize zirkonyum-yttrium seramiklerin üzerinde yoğunlaşmıştır (32).

0,5-0,6 μm ’dan daha küçük çaplı taneciklerden oluşan saf zirkonyum (34), 3 temel fazda bulunur:

- 1) Kübik faz (k): Yüksek derecelerde (2370 °C ve üstü) stabildir.
- 2) Tetragonal faz (t): 1170 °C ve 2370 °C arasında stabildir.
- 3) Monoklinik faz (m): Oda sıcaklığında stabildir (32, 35) .

Monoklinik fazdan tetragonal faza ısıtmayla transformasyon esnasında %5’lik bir hacim düşüşü gerçekleşir; bunun tersi olarak soğuma sırasında ise %3-4’lük bir hacim artışı oluşmaktadır. Bu faz geçişleri esnasında oluşan stresler zirkonyum seramiğinin yapısında çatlak oluşması ile sonuçlanmaktadır. Bunu önlemek amacıyla zirkonyuma kalsiyum, alüminyum, magnezyum, seryum veya yttrium gibi metal oksitler eklenmiş ve zirkonyumun sinterleme sonrası oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil kalması sağlanarak, faz dönüşümüne uğraması engellenmiştir. Saf zirkonyadaki yttrium oksit (Y_2O_3) oda sıcaklığında zirkonyayı tetragonal fazda stabilize eder ve parsiyel stabilize edilmiş zirkonya materyalini oluşturur. Tetragonal fazın oda sıcaklığında stabilize edilmesine rağmen bu faz aslında geçişlidir. Materyalin içinde, tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur. Bu faz dönüşümü geri çevrilebilir bir dönüşümdür (3, 32).

Biyomateryal olarak en çok kullanılan ise yttrium oksitin, saf zirkonya ağırlığının %3-5 oranında ilave edilmesiyle elde edilen Y-TZP'dir. Y-TZP, kristaller arasında cam faz içermeyen, çok küçük (50 µm) partiküllerden oluşmuş yapıya sahiptir (34).

Zirkonyanın elastisite modülüsü yaklaşık 200 MPa'dır (7). Vickers sertliği ise dental alaşımların 4-5 katıdır (1000-1300 Vickers) (36). Yapılan in vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülme direnci ortalama 900-1200 MPa (37, 38), kırılma dayanımı ise 7-10 MPa m^{1/2} (32, 39, 40) olarak bulunmuştur. Bu da neredeyse alümina esaslı seramiklerin iki katı (32, 37) ve lityum disilikat esaslı seramiklerin (Empress II) üç katıdır (37). Tükürük içindeki su, cam içerikli tam seramiklerde cam ile reaksiyona girer ve camsı yapıyı ayrıştırır. Zirkonya, özellikle suyun varlığında, düşük ısılarda bozulma olumsuzluğuna sahiptir (41). 900-1000 °C'deki bir dakikalık kısa süreli ısı uygulamalarında bile tersine monoklinik fazdan tetragonal faza dönüşümün tetiklendiği bildirilmiştir (42). Özellikle üstyapı porselenin fırınlanması sırasındaki olası monoklinik fazdan tetragonal faza dönüşüm ile sıkıştırma stresleri serbestleşir ve dayanıklılık azalır (42).

2.2. Zirkonya Materyalleri

Birçok tipte zirkonya içeren seramik sistemi bulunmaktadır. Bunlardan sadece üçü diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Bunlar; yttrium katyonlu zirkonya polikristali (3Y-TZP), magnezyum parsiyel stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (ZTA)'dır (43).

2.2.1. Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

1990'lı yıllarda Y-TZP, diş hekimliğine endodontik postlar ve implant dayanakları olarak kullanıma girmiştir ve zamanla tam seramik kron ve köprü protezlerinin yapımında alternatif bir altyapı malzemesi olarak değerlendirilmeye başlanmıştır (44, 45). Restorasyonlar, önceden sinterlenmemiş blokların yumuşak makinelemesini (soft machining) takiben yüksek ısıda sinterleme ile veya tamamen sinterlenmiş blokların sert bir şekilde işlenmesi (hard machining) ile üretilmektedir (43).

Y-TZP, oda sıcaklığında tetragonal fazdaki zirkonya ve stabilize edici oksit olarak %2-3'lük Y₂O₃ içerir (37). Zirkonyayı oda sıcaklığında tetragonal fazında tutan faktörler, işlem sıcaklığı, Y₂O₃ içeriği ve tanecik boyutudur. Ayrıca materyalin mekanik özellikleri de bu parametrelere bağlıdır (32). Oda sıcaklığında geçişli bir tetragonal yapı elde etmek için tanecik

boyutunun 0,8 μm 'den küçük olması gereklidir (46). Y_2O_3 konsantrasyonuna bağlı olarak var olan kritik bir tanecik boyutu vardır. Faz dönüşümü bu tanecik boyutunun üzerindeyken kendiliğinden oluşan tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm gerçekleşebilmektedir. Bu dönüşüm, çok küçük tanecikli yapıda inhibe olmaktadır (32). Y-TZP'nin bazı fiziksel ve kimyasal özellikleri Tablo 1'de gösterilmektedir.

Tablo 1: Y-TZP özellikleri (32).

Özellik	Y-TZP
Kimyasal kompozisyon	$\text{ZrO}_2 + 3 \text{ mol } \% \text{Y}_2\text{O}_3$
Yoğunluk	$>6 \text{ g/cm}^3$
Pörözite	$<0,1 \%$
Bükülme direnci	900-1200 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa
Young modulus	210 GPa
Kırılma dayanımı	$7-10 \text{ MPa m}^{1/2}$
Isı genleşme katsayısı	$11 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$

Y-TZP'nin mekanik özelliklerini etkileyen faktörler:

- Stabilize edici Y_2O_3 miktarı
- Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli
- Aşındırma ve yüzey uygulamaları
- Sıcaklık
- Nem
- Zaman
- Materyalin içindeki makro ve mikro çatlakların miktarı ve dağılımıdır (35, 42).

2.3. Diş Hekimliğinde Zirkonyanın Kullanım Alanları

Zirkonya; diş hekimliğinde kron ve köprü restorasyonlarının altyapısında, implant abutmanı, implant materyali, endodontik post, ortodontik braket, teleskobik tutucularda primer kron materyali yapımında, inley ve onley restorasyonlarda kullanılmaktadır (5, 47).

Y-TZP seramiklerin kontrendike olduğu durumlar:

1. Derin kapanış vakalarında,

2. Destek dişlerin kron boylarının kısa olduğu vakalarda,
3. Dişsiz boşluğun daraldığı, destek dişlerin devrildiği ve uzadığı durumlarda,
4. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklarda,
5. Kanatlı (kantilever) kullanım tasarlandığında,
6. Yeterli periodontal desteği olmayan destek diş varlığında (48, 49)

Y-TZP seramiklerin avantajları:

1. Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi mekanik özellikler (50)
2. Biyouyumluluk (50-52)
3. Titanyuma göre az bakteri birikimi (53)
4. Radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirilmesine imkan tanınması

(48)

5. Adeziv simantasyonun yanında konvansiyonel simantasyon da yapılabilmesi (50)
6. Isısal iletkenliğinin az olması, pulpal irritasyonları önlemesi (54, 55)

Y-TZP seramiklerin dezavantajları:

1. Görünümleri oldukça opaktır.
2. Aşındırma ve yüzey işlemlerinin materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkisi vardır.

3. Restorasyonun yeterli dayanıklılığa sahip olması amaçlı birleşim alanında oklüzogingival yönde en az 4 mm ve bukkal-lingual yönde 3 mm mesafe olacak şekilde hazırlanmalıdır. Aksi halde interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda restorasyonun dayanıklılığı azalabilir (48, 55, 56).

2.4. Zirkonyaya Uygulanan Yüzey İşlemleri

Zirkonyanın üstyapı ile arasındaki bağlanma dayanımını artırmak için çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Bu yüzey işlemleri genellikle döner aletlerle pürüzlendirme, Al_2O_3 kumlama, tribokimyasal silika kaplama ve silan uygulaması, 10-metakrilol oksidesil dihidrojen fosfat (MDP) primer uygulaması, SIE (Selektif infiltrasyon etching) ve lazer uygulamalarıdır (57, 58).

2.4.1. Döner Aletlerle Pürüzlendirme

Frezle aşındırma işlemi, uygulandığı materyallerin yüzey özelliklerini, pürüzlülük değerini, değme açısını ve yüzey enerjisini değiştirir (59). Kullanılan frezin gren büyüklüğü, basıncı, uygulama süresi ve hızı yüzey pürüzlülüğünü etkileyen önemli değişkenlerdir. Dental

seramiklerde kullanılan frezler, gren büyüklüklerine göre değişik renklerle kodlanmıştır. Siyah bantlı frezler ‘çok kalın grenli’ (150-180 μm), yeşil bantlı frezler ‘kalın grenli’ (125-150 μm), mavi bantlı frezler ‘standart’ (100-110 μm), kırmızı bantlı frezler ‘ince grenli’ (45-50 μm) ve sarı bantlı frezler ‘çok ince grenli’ (15-30 μm)’dir (60, 61). Zirkonya gibi sert materyallerde kalın grenli (120-200 μm) frezlerin tercih edilmesi önerilir (57).

Zirkonya seramiklerde frezlerle pürüzlendirme işlemi, yüzeyde daha fazla stres oluşumuna ve tetragonal fazdan monoklinik faz değişimine neden olmaktadır. Bu nedenle materyal daha zayıf bükülme dayanımı göstermektedir (62). Zirkonya ile veneer seramiği arasındaki bağlanma dayanımını inceleyen bir çalışmada, frezle aşındırma işleminin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını, fakat zirkonya altyapı ile seramik arasındaki makaslama bağlanma dayanımına etkisinin olmadığını belirtmiştir (63).

2.4.2. Kumlama

Kumlama, temiz ve aktif porselen yüzeyi elde etmek ve mikromekanik retansiyon sağlamak için yaygın kullanılan yüzey işlemidir. Bu yöntem için Al_2O_3 partikülleri kullanılır. Al_2O_3 partiküllerinin, zayıf porselen parçacıklarını uzaklaştırması ile düzensiz yüzey elde edilir ve mekanik retansiyon, adezyon ve ıslanabilirlik artar (57). Kumlama için kullanılan Al_2O_3 partiküllerinin boyutu 30-250 μm arasında olup (64), uygulama basıncı 2-3 bar, kumlama ucunun materyale uzaklığı 5-20 mm (57), süresi ise 15 sn kadardır (65). Kumlamanın etkinliğini, partikül büyüklüğü, uygulama basıncı ve süresi, kumlama cihazının açısı gibi değişkenler etkiler (65).

Zirkonya seramiklerde kumlama işlemi; yüzeyde mikro çatlakların oluşmasıyla tetragonalden monoklinik faza dönüşümün gerçekleşmesi materyalin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkiler (57, 66). Bazı araştırmacılar, transformasyon değişimini ortadan kaldırmak ya da tersine çevirmek için ya kumlama işleminden sonra zirkonyaya tekrar ısı uygulanmasını (57, 67) ya da sinterlemeden önce kumlamanın yapılmasını önermişlerdir (57, 68).

Moon ve ark (68) uygulanan yüzey işlemlerine göre rezin siman ile Y-TZP seramik arasındaki bağlanma dayanımını incelemişler ve sinterleme öncesinde yapılan kumlamanın monoklinik fazı azalttığını ve zirkonya dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir.

2.4.3. Hidroflorik Asit ve Sıcak Asitleme Tekniği

Zirkonya, silika içermediğinden dolayı HF asit ile asitlemeye karşı dirençlidir (69). Son zamanlarda, araştırmacılar yüzey morfolojisini değiştirmek için sıcak asitleme tekniğini öne sürmüşlerdir (69, 70). Sıcak asitleme tekniğinde kullanılan asit, metanol, hidroklorik asit ve ferrik klorürden oluşan deneysel bir asit solüsyonudur (69). Deneysel sıcak hidroklorik asit solüsyonu pürüzlülüğü önemli ölçüde arttırmış ve solüsyonun 30 dk uygulanması ile oluşturulan pürüzlülük değerleri kumlamadan daha fazla bulunmuştur (71).

2.4.4. Primer Uygulaması

Primerler, indirekt restorasyonların adezyon prosedürlerinde önemli yere sahiptir (72). Yun ve ark (73), kumlamanın ve metal primerlerinin Y-TZP seramik rezin siman bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında, sadece metal primer uygulamasının uzun süreli bağlanma dayanımı sağlayamayacağını, tek başına kumlamanın metal primerlere göre daha etkili olduğunu ve özellikle Panavia F 2.0 rezin siman (Kuraray Medical Co. Ltd., Osaka, Japonya) için kumlama sonrası metal primer uygulamasının bağlanma dayanımını daha fazla arttırdığını bildirmişlerdir.

MDP hem rezin simanın hem de metal primerlerin içinde bulunmaktadır. Bu sebeple MDP içeren primerler rezin siman ile seramik arasında kimyasal bağ oluştururlar (74). Bu kimyasal bağ, zirkonyanın hidroksil grupları ile MDP'nin fosfat ester monomerlerinin reaksiyonu ile gerçekleşmektedir (69, 75).

Blatz ve ark (76) zirkonya seramiklerin self adeziv rezin simanlar ile arasındaki bağlanma dayanımına Al_2O_3 kumlamanın etkisini inceledikleri çalışmalarında, kumlanmış örneklerde bağlanma dayanımının kumlama yapılmayan örneklere göre daha fazla olduğunu ve MDP veya 4-META (4-metakriloksietil trimetil anhidrat) içeren rezin simanların daha fazla bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir.

Metal/Zirkonya Primer (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve AZ Primer (Shofu, Kyoto, Japan) gibi fosforik asit monomerleri içeren primerler, oksit seramiklerin yüzeyinde kimyasal bağ oluşturduğundan zirkonya ve alümina gibi seramikler için alternatif olarak gösterilmektedir (75, 77). Fosforik asit monomerleri veya fosfat modifiye rezin simanların adezyonu, benzer şekilde hidroksilasyon reaksiyonu gösterdiğinden silanlara benzer bulunmuştur (78). Resin simanın adezyonunu ve hidrolitik kararlılığını artırmak için bazı ticari firmalar primerlerde silan ve fosforik asit/ester primerlerini birleştirirler (79).

Son zamanlarda, organofosfat ve karboksilik asit monomerleri içeren zirkonya primerleri geliştirilmiştir. Organofosfat monomerlerinin organofonksiyonel kısmı silanlar gibi işlev görür. Sıklıkla organofonksiyonel grup, kompozit rezin simandaki monomerlerle kopolimerize olan metakrilattır. Fosfat monomerleri ise alt katmandaki metal oksitlerle bağ oluşturabilen fosforik asit grupları da içerir. Karboksilik asit monomeri de bağın geliştirilmesini sağlar (80).

2.4.5. Lazer ile Pürüzlendirme

Lazer ışınının enerjisi zirkonya ya da seramik tarafından absorbe edilir. Bu enerji, seramik yüzeyinde soyulmalar üreten bir ısı indüksiyonu yaratır ve mikromekanik bağlanma sağlar. Lazerin çıkış gücü ve enerji seviyesi, mikromekanik bağlanma için çok önemlidir ve makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisi bulunmaktadır (69).

Lösit ile güçlendirilmiş seramiğe rezin siman ile bağlanma dayanımı için Al_2O_3 kumlama, %5'lik HF asit ve Neodymium doped Yttrium Alüminyum Garnet (Nd:YAG) lazer uygulanan bir çalışmada, kumlamanın en yüksek makaslama bağlanma dayanım değerine sahip olduğunu, lazer ve HF asit uygulamalarında ise anlamlı bir fark bulunmadığını bildirirken (81) başka bir çalışmada Er:YAG lazer uygulamasının bağlanma dayanımı HF asit ile benzer bulunmuştur (82). Diğer bir çalışmada ise, Er:YAG ve Nd:YAG lazer uygulamanın tek başına bağlanma dayanımı üzerinde yeterince etkili olamayacağı, HF asit ile birlikte lazer uygulanmasının bağlanma dayanımı üzerinde daha etkili olduğu belirtilmiştir (83).

Lazer zirkonyanın bağlanma dayanımını arttırmasına rağmen, son çalışmalar, kumlamanın Er:YAG lazer uygulamasından daha üstün olduğunu göstermiştir (69, 84-88). Nd:YAG lazer zirkonya yüzeyinde pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımıyla beraber aynı zamanda monoklinik fazı da büyük oranda arttırır (57). Nd:YAG lazer, zirkonya üzerinde siyah halka şeklinde çukurcuklar bırakmaktadır (57, 89). Siyah halka oluşumuna neden olarak oksijenin azalması ve oluşan çatlaklarda erimiş materyalin katılaşması gösterilmiştir (89).

2.4.6. Selektif İnfiltrasyon Etching (SIE)

SIE, zirkonyanın adeziv rezinlerle bağlanmasını artıran, mikro pöröz alanlar oluşmasını sağlayan yeni bir tekniktir (90). Yeni geliştirilen bu yüzey işleminde, silika partikülleri (ağırlığının %65'i), alümina (ağırlığının %15'i), sodyum oksit (ağırlığının %10'u), potasyum oksit (ağırlığının %5'i) ve titanyum oksit (ağırlığının %5'i) içeren özel bir cam infiltrasyonu uygulanır (69, 90). Bu silika esaslı cam, camsı geçiş sıcaklığı olan 750 °C'ye kadar ısıtılır,

erimiş cam tam sinterize zirkonyanın yüzeyinde dağılır ve zirkonyanın gren sınırlarının değişmesine neden olur (90). Asit banyosuyla camın uzaklaştırılmasından sonra, rezinin nüfuz edebileceği, daha güçlü bir mikromekanik bağlantının elde edilmesini sağlayan mikro poröziteler oluşur (69). Ayrıca SIE tekniğinde, kumlamada görülen zirkonya yüzeyinde stres konsantrasyon alanları, çatlak başlatma ve yayılımı gibi olumsuz yüzey hasarlarının olmadığı bildirilmiştir (90).

Aboushelib ve ark (91), Al_2O_3 kumlama ve SIE tekniğinin zirkonya rezin siman bağlanma dayanımına etkisini incelemişler, SIE tekniği kullanıldığında güçlü, stabil ve sürdürülebilir bir bağlanma oluştuğunu bildirmişlerdir.

2.4.7. Plazma Sprey Yöntemi

Plazma sprej yöntemi, yüzey adezyonunu artıran yeni bir metottur. Plazmalar içerdikleri kimyasal aktif parçacıklar sayesinde, materyallerin sadece yüzeyini etkileyerek yüzey enerjisini artırır ve yüzey kimyasını optimize eder (92). Plazma sprej yönteminde, kimyasal ve fiziksel özelliği farklı buharlar ve florin, klorosilan, heksametildisiloksan veya kalay oksit gibi plazmalar kullanılır (58). Diş hekimliğinde plazmalar, cam fiberlerin, fiber içerikli kompozitlerin, cam seramiklerin ve polikarboksilat seramiklerin bağlanma dayanımını arttırmak için kullanılmıştır (92).

Plazma oksiflorür, zirkonya yüzeyine, zirkonyum oksiflorür tabakası (1-3 nm kalınlığında) kaplamak için kullanılır ve silan ve MDP içeren rezin simanlarla birlikte kullanıldığında bağlanma dayanımını artırır (57). Plazma heksametil disiloksan yüzeye uygulandığında ince bir tabaka ($<1\ \mu m$) siloksan kaplama görülür (57).

Lee ve ark (93) plazma uygulamasının zirkonya-seramik bağlanma dayanımına etkisini araştırmışlar ve çalışma sonucunda plazma uygulamasının zirkonya yüzeyini hidrofilik hale getirdiğini bu nedenle veneer seramiği ile zirkonya arasındaki bağlanma dayanımının arttığını bildirmişlerdir.

2.5. Zirkonya Altyapılı Seramik Restorasyonlarda Görülen Komplikasyonlar

Zirkonya destekli tam seramik restorasyonlarda atma, en sık görülen komplikasyon olarak bildirilmektedir (94-96). Literatürde atma, temas yükleri sonucunda yüzeye yakın kısımlarda, yapıdaki bir çatlaktan gelişen tipik bir başarısızlık olarak tanımlanır (30). Seramikle veneerlenen zirkonya altyapılı restorasyonlarda atma oranının %0-44 arasında olduğu bildirilmektedir (94-96).

Zirkonya altyapılı seramik restorasyonlardaki atma durumu ciddiyetine göre şu şekilde sınıflandırılır: Sınıf 1-küçük yüzey atması; Sınıf 2-orta yüzey atması; Sınıf 3-zirkonya altyapının ortaya çıktığı ciddi atma (97). Birçok çalışmada en sık karşılaşılan atma tipinin sınıf 1 ve 2 olduğu bildirilmektedir (97-99). Ayrıca literatürde zirkonya altyapılı restorasyonlarda metal altyapılı restorasyonlara göre seramik atma oranının daha yüksek olduğu (10 yıl sonunda %4'ten fazla) bildirilmektedir (100). Teorik olarak zirkonya altyapıya veneerlenen seramiğin, zirkonya altyapının üstün mekanik özelliklerinden faydalanabilmek adına kuvvetli şekilde bağlanması gereklidir. Bununla birlikte tam seramik sistemlerdeki altyapıya olan bu bağlanma kuvveti metal altyapılı olanlardan daha zayıf olduğu bildirilmektedir (101, 102).

Üstyapı porseleninin zirkonya altyapıya olan bağlanma mekanizması net değildir. Farklı yüzey uygulamalarının, termal genleşme katsayı uyumsuzluklarının, yapıdaki kusurların, altyapı üstyapı arayüzündeki yapısal kusurların, ıslanabilme özellikleri ve üstyapı seramiğinin hacimsel büzülmesi, oklüzal yüklerin büyüklüğü, oklüzal temas noktaları ve üstyapı porseleninin kalınlığı gibi birçok faktörün zirkonya altyapı ile üstyapı porseleninin bağlanma kuvvetini etkileyebildiği bildirilmektedir (30, 103).

2.6. Ağız İçi Tamir Protokolleri

Zirkonya altyapılı restorasyonlar için mevcut ağız içi tamir protokolleri, yukarıda belirtildiği gibi hasarın şiddetine göre sınıflandırılabilir. Önemli ve zorunlu olan, tamir işlemi öncesi ve sonrasında, herhangi bir erken temas olasılığının belirlenmesi ve ortadan kaldırılması ve oklüzyonun kontrol edilmesidir (30, 104).

2.6.1. Sınıf 1-Basit Yüzey Atma Tamir Protokolleri

Sınıf 1 atma için yüzeyler, ince elmas döner frezlerle bitirilir, takiben cila kitleri ve elmas cila patları ile cilalanır. Üstyapı porseleni (florapatit lōsit ve feldspatik porselen) için uygun cila materyallerinin kullanımının yüzey pürüzlülüğü ve renklenme miktarı açısından glazelenmiş porselen yüzeylerle kıyaslanabilecek kadar iyi olduğu bildirilmektedir (105, 106).

2.6.2. Sınıf 2-Orta Yüzey Atma Tamir Protokolleri

Başarı oranını tahmin etmek zor olsa da, sınıf 2 atmanın ağız içi tamiri, yeni bir restorasyon yapımına göre daha az hasta başı zaman, düşük maliyet ve uygulama kolaylığı gibi birçok avantaj sunar. Ağız içi tamir geçerli, ekonomik ve konservatif bir yöntem olup tek

seansta tamamlanır (30, 104). Zirkonya altyapılı restorasyonlar için sınıf 2 atma iki alt gruba ayrılabilir; sınıf 2-1, zirkonya altyapının açığa çıkmadığı ve sınıf 2-2, zirkonya altyapının açığa çıktığı atmalardır. Bugüne kadar, sınıf 2-1 ve/veya sınıf 2-2 tip atma için kullanılan ticari olarak temin edilebilen çeşitli ağız içi tamir kitleri tanıtılmıştır (Tablo 2). Tamir kitlerinin çoğu; asit, seramik primeri, adeziv rezin ve bir tamir kompozitinden oluşmaktadır. Tamir sistemi sıklıkla asit olarak fosforik asit ve/veya HF asidi, seramik primeri olarak silan ve/veya zirkonya primerini içermektedir.

Tablo 2: Piyasada bulunan ağız içi tamir kitleri (30).

Ürün	Üretici Firma	Endikasyon	Ana bileşenleri
Clearfil repair multipurpose	Kuraray, Japonya	Sınıf 2-1 ve sınıf 2-2 tip atma	K-etchant (%40 fosforik asit), metal primeri, Clearfil SE bond, Clearfil sT opak, yüzey örtücü
Intraoral repair kit	Bisco, Amerika	Sınıf 2-1 ve sınıf 2-2 tip atma	Bariyer jeli, %9,5 HF asit, Z-PRIME, porselen astar, opak, tamir kompoziti
Porcelain repair kit	Ultradent, Amerika	Sınıf 2-1 tip atma	Opal dam, %9 HF asit, neutralizer T, silan, Perma flow (akışkan kompozit)
Porcelain prep kit	Pulpdent, Amerika	Sınıf 2-1 tip atma	%9,6 HF asit, Kurutucu (etil alkol), bond aktivatör
Versa-link porcelain bonding and repair system	Sultan kimya, Amerika	Sınıf 2-1 tip atma	%6 HF asit, tek kullanımlık silan cam ampülü, porselen astar
Ceramic repair system kit	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	Sınıf 2-1 tip atma	Tetric EvoCream, IPS empress direk opak, Monobond Plus, Heliobond
Cimara	Voco, Almanya	Sınıf 2-1 tip atma	SiC (silikon karpit) aşındırma frezleri, silan, opak kompozit, nanohibrit kompozit
Cimara zircon repair system	Voco, Almanya	Sınıf 2-2 tip atma	Cimara zircon primer, Cimara zircon adhesive

Rubber dam ile izolasyon, tamir kompoziti ve porselen bağlanmasını artırmak için gereklidir. Ağız içi tamir işlemi öncesi yüzey temizliği için floridsiz pat veya pomza kullanılabilir. Uygun renkteki bir kompozit ve mock-up uygulaması ile renk uyumu öngörülebilir. Tamir edilecek porselen marjinlerinde bizotaj yapılması bağlanma dayanımının artırılması ve kompozit porselen geçişinin düzgünlüğü için önemlidir. Glazeli porselen, kompozit adezyonu için ideal olmadığından, tamir görecektir porselen kısımlarında ince bir elmas

freze hafifçe pürüzlendirilme yapılmalıdır. Kompozit rezin tabakalı bir şekilde yerleştirilmeli ve yeterli miktar ışık ile polimerize edilmelidir. Tamir işlemi sonrası oklüzyon kontrol edilmeli ve prematür temaslar kaldırılmalıdır. Son olarak ağız içi cila kitleri ve elmas cila patları ile restorasyon düzgün şekilde cilalanmalıdır (30, 104). Ayrıca kullanılan tamir kompozitinin doldurucu tipinin porselen bağlanma konusunda etkisi olduğu görülmektedir (107). Büyük partikül içeren kompozitler ve hibrit kompozitlerin, küçük partiküllü kompozitlere kıyasla porselen arayüzünde daha yüksek bağlanma dayanımı sağladığı bildirilmektedir (108) .

2.6.2.1. Sınıf 2-1 Orta Yüzey Atma: Zirkonya altyapının açığa çıkmadığı atmalarda tamir protokolleri

Zirkonya altyapının ortaya çıkmadığı, porselen ile kompozit rezin adezyonu 3 yollu oluşan kombinasyonla sağlanabilir: 1. Makromekanik olarak (Al_2O_3 ile air abrazyon ve elmas frez kullanımı), 2. Mikromekanik olarak (HF asit kullanımı), 3. Kimyasal adezyon (silan ve adeziv rezin uygulaması) (109, 110). Tamir materyali ve porselen arasında yüksek bağlanma dayanımı oluşması için mekanik ve kimyasal bağlanmanın her ikisi de gereklidir.

Mevcut porselen ile tamir kompozit rezini arasında en uygun bağlanmayı sağlamak için mümkünse şu yöntemler kullanılmalıdır. Yüzey izolasyonu sağlandıktan sonra air abrazyon ile ağız içi kumlama kullanımı makromekanik retansiyonu artırabilmektedir (111). %6-10'luk HF asidin 90-180 sn uygulanması ile porselen üzerinde silan bağlayıcı ajanın ve adeziv rezinin tutunabileceği mikromekanik yüzeyler oluşturulabilir (112). Porselene mikromekanik pürüzlendirme ve silan uygulamasının bir kombinasyonunun dayanıklı bir bağ oluşturduğu bildirilmektedir (30, 113).

Asitlenen alan bol su ile 3 dk temizlenmelidir. Daha sonra, bir tabaka silan bağlayıcı ajan 20 sn uygulanmalı ve hava ile kurutulmalıdır. Silan kompozit rezin ve adeziv yapısındaki metakrilat için kimyasal reseptör sahaları oluşturacaktır. Birçok tamir çalışmasında silan kullanımının, silan kullanılmadığı durumlara göre belirgin olumlu etki yarattığı gösterilmektedir (114, 115).

Herhangi bir artık su varlığı silanı porselene kimyasal olarak bağlayan polimerizasyon reaksiyonunu tehlikeye atabileceğinden, silanın ılık hava ile kurutulması kompozit ve porselen adezyonunu artırmaktadır (21). Tamir işlemi için kompozit rezin yerleştirilmeden önce uyumlu bir adeziv ajan uygulanıp ışıkla polimerize edilir.

Özcan (104), altyapının açığa çıkmadığı durumlarda, HF asit uygulama, silanizasyon ve adeziv rezin uygulaması basamaklarını içeren aşamaların yeterli olduğunu bildirmektedir.

2.6.2.2. Sınıf 2-2 Orta Yüzey Atma: Zirkonya altyapının açığa çıktığı atmalarda tamir protokolleri

Zirkonya altyapının açığa çıktığı atma durumlarında, ağız içi tamirin prognozu büyük oranda zirkonya ve kompozit rezin arasındaki adezyona bağlıdır.

Bilindiği üzere zirkonya kimyasal olarak inert bir malzeme olduğundan ve silika içermediğinden, asitle dağlama ve silanizasyon gibi yüzey uygulamalarının zirkonya altyapı ve kompozit adezyonuna bir etkisi olmayacaktır (116, 117). Fosforik asit veya HF asidin etkilerini inceleyen çalışmaların çoğu, asitle dağlamanın zirkonya üzerindeki etkisinin ihmal edilebilir olduğunu bildirmiştir (78, 116, 118).

Daha önce bahsedilen veneer porselene yapılan uygulamaları içeren genel yaklaşımlar dışında, zirkonya ve tamir kompoziti bağlanma dayanımını artırmak için yüzey uygulamalarına yüzey temizliği ve yüzey modifikasyonu ilave edilmelidir (24).

Zirkonya yüzey uygulaması-yüzey temizliği: Başarılı bir kompozit rezin zirkonya bağlantısı için zirkonya yüzeyinin ağız içi tamir işlemi öncesi temizlenmesi kritik öneme sahiptir (119). Kontaminantlar, su ve etanol ile durulanarak etkili bir şekilde uzaklaştırılmaz (120). Bu nedenle, Al_2O_3 ile air abrazyon uygulanması, kirlenmiş zirkonya yüzeyini temizlemek için en basit ve en etkili yöntemdir ve ayrıca yeni bir reaktif yüzey sağlayabilir (121, 122). Literatüre göre, yüzey temizliği 30-50 μm alümina parçacıkları ve tercihen silika kaplı parçacıklarla, 2,5 bar basınçta, zirkonya yüzeyine dik, 10 mm mesafeden dairesel hareketlerle 10-20 sn boyunca yapılmalıdır. Ayrıca, bir elmas frez ile yüzeyin aşındırılması, kontaminasyonu gidermek ve kompozit rezin zirkonya bağlanmasını iyileştirmek için de yararlı olacaktır (20). İşlem gören alan daha sonra bol miktarda su altında yıkanır ve iyice kurutularak zirkonya ve porselen yüzeydeki parçacıkların çıkarılması sağlanır (120).

Sodyum hidroksit içeren temizleme patları (örn. Ivoclean, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) kan ve tükürük gibi kontaminantları zirkonya yüzeyinden yeterince temizlese de (123), temizleme patı sadece ağız dışı kullanım için tasarlandığından ağız içi tamirde kullanılmaması gerekir (30).

Zirkonya yüzey uygulaması-yüzey modifikasyonu: Gelişmiş hasta başı sistemlerle (ör: CoJet, 3M ESPE, USA) ağız içi yüzey uygulamaları yapılarak (18, 124) tribokimyasal kaplama yapılırsa zirkonya silanlara da bağlanabilir (125). Sistem, silika ile kaplı 30 μm alüminyum oksit parçacıklarından oluşur. Bu işlem eşzamanlı olarak pürüzlendirme yaparken zirkonyum yüzeyine silis ekler (126). Böylelikle silika ile zenginleştirilmiş yüzey daha sonra silan ile reaksiyona girer.

Ayrıca, MDP monomeri kullanımı, zirkonya-kompozit rezin arayüzünde güçlü kimyasal bağlar, Van der Waals kuvvetleri ve hidrojen bağlarına dayanan ikincil bağlar oluşturduğundan önerilmektedir (127). MDP monomerleri içeren adeziv rezinler ve primerler, kompozitlerin zirkonyaya bağlanmasını arttırabilir (25, 127). Bu nedenle, zirkonya altyapılı porselen restorasyonların sınıf 2-2 atma tamir işlemlerinde kullanılmak için tasarlanmış çoğu ticari tamir kiti MDP bazlı bir primere sahiptir (18, 22). Çeşitli tamir kitlerini karşılaştıran bir çalışmada, tamir kompozitinin MDP bazlı primer uygulamasından sonra alümina ve zirkonya altyapılara bağlanma dayanımında anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir (22). Han ve ark (18) ise, 3 seramik tamir sistemini değerlendirmiş ve MDP içeren primerlerin ve tribokimyasal kaplama kullanımının, tamir kompoziti ve zirkonya arasındaki bağlanma dayanımını arttırdığı sonucuna varmıştır.

Başlangıç bağlanma dayanımı kabul edilebilir olmasına rağmen, yaşlanma testi sonuçları yetersiz olan, zirkonat bağlayıcı ajan gibi diğer bağlayıcı ajanlar da zirkonya ile kompozit materyal arasındaki bağlanma dayanımını arttırmak için kullanılmaktadır (128).

Son zamanlarda, kompozit rezinlerin ve zirkonyanın bağlanmasını arttırmak için lazer uygulaması da önerilmektedir. CO₂ ve Nd:YAG lazer ile yüzey uygulaması, rezin siman ve zirkonya arasındaki bağlanma dayanımını önemli ölçüde arttırmaktadır (129, 130). Ayrıca, zirkonya yüzeyinde lazer uygulamasından sonra kompozit rezin-zirkonya arayüzündeki mikrosızıntı büyük ölçüde azalmaktadır (131). Bununla birlikte, yayınlanan diğer bir araştırma, lazer uygulanmasının kompozit rezinlerin ve zirkonya bağlantısını arttırmadığını göstermiştir (86).

Mevcut literatüre dayanarak, açığa çıkan zirkonya yüzeyine air abrazyon uygulaması ve ardından MDP bazlı bir primer uygulanmasının sınıf 2-2 atmanın ağız içi onarımı için gerekli görülmektedir. Mevcut üstyapı porselen yüzeyi de hazırlanmalı ve buna göre tamir prosedürleri uygulanmalıdır.

Sınıf 2 atma tipleri için ağız içi tamir işlemine alternatif olarak yüksek estetik bir beklenti gerektiren, büyük kusurları veya çok üniteli restorasyonları içeren vakalarda, üstyapı porselenin bir lamina veneer ile kısmen değiştirilmesi de bir çözüm olarak düşünülebilir (98).

2.6.3. Sınıf 3 Ciddi Yüzey Atma: Zirkonya Altyapının Ortaya Çıktığı Ciddi Atmalarda Tamir Protokolleri

Kırılma yüzeyi fonksiyonel bir alana yayıldığında, bu Sınıf 3 atma olarak düşünülebilir (98). Bu durumda, protezin işlevi her zaman birinci öncelik olduğundan, en iyi tedavi planı hasarlı protezi yenilemek olacaktır.

2.7. Ağız İçi Tamirin Ömrü

Özcan ve Niedermeier (132) metal seramik restorasyonların ağız içi tamirinin %89'luk bir sağkalım oranına sahip olduğunu ve tamir kompozitleri arasında fark olmadığını bildirmişlerdir. Ne yazık ki, tamir görmüş zirkonya bazlı porselen restorasyonların uzun ömürlülüğü hakkında yeterli bilgi bulunmamaktadır. Bu bakımdan gelecekteki klinik ve bilimsel çalışmalar, daha kapsamlı sonuçlar çıkarmak için büyük önem taşımaktadır.

2.8. Yaşlandırma Yöntemleri

Çevresel etkileri taklit eden yaşlandırma yöntemleri, materyallerin bağlanma dayanımında önemli rol oynar. Bu amaçla laboratuvar çalışmalarında, termal döngü (17, 21, 23, 24, 28, 29, 36, 68, 72, 73, 83, 90, 91, 108, 110, 111, 114, 120-123, 125, 126, 130, 133-146) ve suda bekletme (14, 23, 27-29, 87, 91, 108, 110, 111, 114, 119-122, 128, 130, 134-137, 147-153) gibi yaşlandırma yöntemlerinden sıklıkla faydalanılır. Sınırlı sayıda çalışma bulunmakla birlikte, asit ortamı (136, 147-149, 152-157) ve alkali ortamı (136, 148, 153-158) da test eden çalışmalar bulunmaktadır.

2.8.1. Termal Döngü

Yaşlanmayı taklit etmek ve arayüz bağlantı stresini oluşturmak amacıyla yapılan diğer yaşlandırma yöntemlerinden çok daha etkili bulunan termal döngü, en çok kabul gören yöntemlerdendir (17, 21, 23, 24, 28, 29, 36, 68, 72, 73, 83, 90, 91, 108, 110, 111, 114, 120-123, 125, 126, 130, 133-146). Termal döngü 5-55 °C gibi aşırı uç sıcaklıklara örneklerin tabi tutulmasını sağlar. Örneklerin termal döngüye maruz bırakılması, kompozit rezin ile metal veya seramik arasındaki suyun yayılmasını hızlandırır. Sıcaklığın değiştirilmesi, farklı termal genleşme katsayıları nedeniyle iki materyalin arayüzünde stres yaratır (159). Literatürlerde termal döngü uygulama süresiyle ilgili fikir birliği henüz yoktur ancak Uluslararası Standartlar Teşkilatı (ISO-International Organization for Standardization) standartlarına göre dental

restorasyonlarda 500 termal döngü dental materyalleri yaşlandırmak için yeterli görülürken; 5000 termal döngünün metal-rezin adezyon testleri için yeterli olduğu gösterilmiştir (24, 141, 160).

2.8.2. pH Döngüsü

Ağız içinde asidik bir ortam; asidik yiyecek ve içecekler (yani, sitrik, laktik ve asetik asitler) (161), mide asidinin kusulması (162) ve debristeki bakteriyel ayrışma ile oluşabilir (163). Ağız ortamında bakteriyel metabolizma sonucu ağırlıklı olarak üretilen organik asitler asetik, propiyonik ve laktik asitlerdir (164). Alkali ortamlar ise; alkali yiyecek veya içeceklerin (yani soda ve soya sütü) alınması ve gargara, diş macunu gibi ağız bakım ürünleri kullanılarak oluşturulabilir (153). pH'nın kataliz yoluyla reaksiyon hızlarını etkilediği belirtilmektedir (164). Düşük pH'nın kompozit rezin matrisinde bulunan ester gruplarını hidrolize ettiği (147) ve özellikle ester bağları hidrolizinin, polimerik matris içindeki pH'ı daha da düşürebilen serbest karboksilik asit gruplarının oluşumuna yol açtığı belirtilmektedir (147). Adeziv diş hekimliğinde asidik ve hidrofilik metakrilatlar içeren primerler mine ve dentin yüzeyini bağlanmaya hazırlamak için yaygın olarak kullanılmaktadır. Kendinden asitli (self-etching) primerde bulunan fonksiyonel metakrilat (HEMA-2-hidroksietil metakrilat) içindeki ester kısmının hidrolizinin, rezinin dişlere bağlanma dayanımında bir azalmaya neden olduğu belirtilmektedir. Alkali ortamın kompozit rezinlerin üzerindeki etkisinin, hidroliz işlemi sırasında hidroksil (OH⁻) iyonları ile etkileşimi ile olduğu ve bu alkali reaksiyonun, organo-fonksiyonel silan arayüzündeki rezin-doldurucu bağının su stabilitesini olumsuz etkileyebileceği belirtilmektedir (164). Ortengren ve ark (156), farklı pH (4, 6 veya 8) ve bekletme süresinin rezin bazlı maddelerin çözünürlüğü ve emilimi üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, çözünürlük etkisinin pH 4'te en yüksek, pH 8'de oldukça az olduğunu göstermişlerdir.

Ağız içinde yalnız asidik ya da yalnız alkali ortam etkili olmayıp, remineralizasyon ve demineralizasyon olaylarına neden olan pH dalgalanmaları mevcuttur. Bu amaçla, laboratuvar ortamında ağız içi koşulları taklit etmek için ve restoratif materyallerin tamir bağlanma dayanımlarını etkileyebilecek pH döngü modeli uygulanmıştır. pH döngüsü ile yaşlandırma, örnekler; asidik solüsyonda (pH: 4,3) 37 °C'de 6 saat, daha sonra remineralizasyon özelliği olan yapay tükürükte (pH: 7) 37 °C'de 17 saat bekletilerek uygulanır (165).

2.9. Bağlanma Dayanımı Testleri

Materyallerin bağlanma dayanımlarını ölçme amacıyla en sık kullanılan test metotları; makaslama, mikro makaslama, çekme ve mikro çekme testleridir. Zirkonya seramiklerinin üst-yapıya olan bağlanma dayanımlarının belirlenmesinde ise daha çok makaslama bağlanma dayanımı testleri kullanılmaktadır (16-21, 24, 25, 31, 36, 62, 63, 68, 73, 76, 80, 86, 88, 93, 117, 118, 123, 129-131, 133, 135, 138, 142, 143, 148, 151, 153, 157, 160, 166-178).

2.9.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Bağlantı direncinin değerlendirilmesi amacıyla yaygın olarak kullanılan makaslama bağlanma dayanımı testi hareketli parçada genellikle bıçak sırtı formlu uçlar kullanılarak, iki farklı materyalden oluşan örnekler arasındaki bağlantıda ayrılma meydana gelene kadar, 0,5 mm/dk hızla makaslama kuvvetinin uygulandığı in vitro test yöntemidir. Makaslama bağlanma dayanım testleri 3-6 mm çapında örneklerle yapılmaktadır (179) Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir. Bağlanma dayanımı; Newton (N) cinsinden elde edilen kuvvetin, yüzey alanına bölünmesi (N/mm^2) ile hesaplanıp MPa olarak ifade edilmektedir (16).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

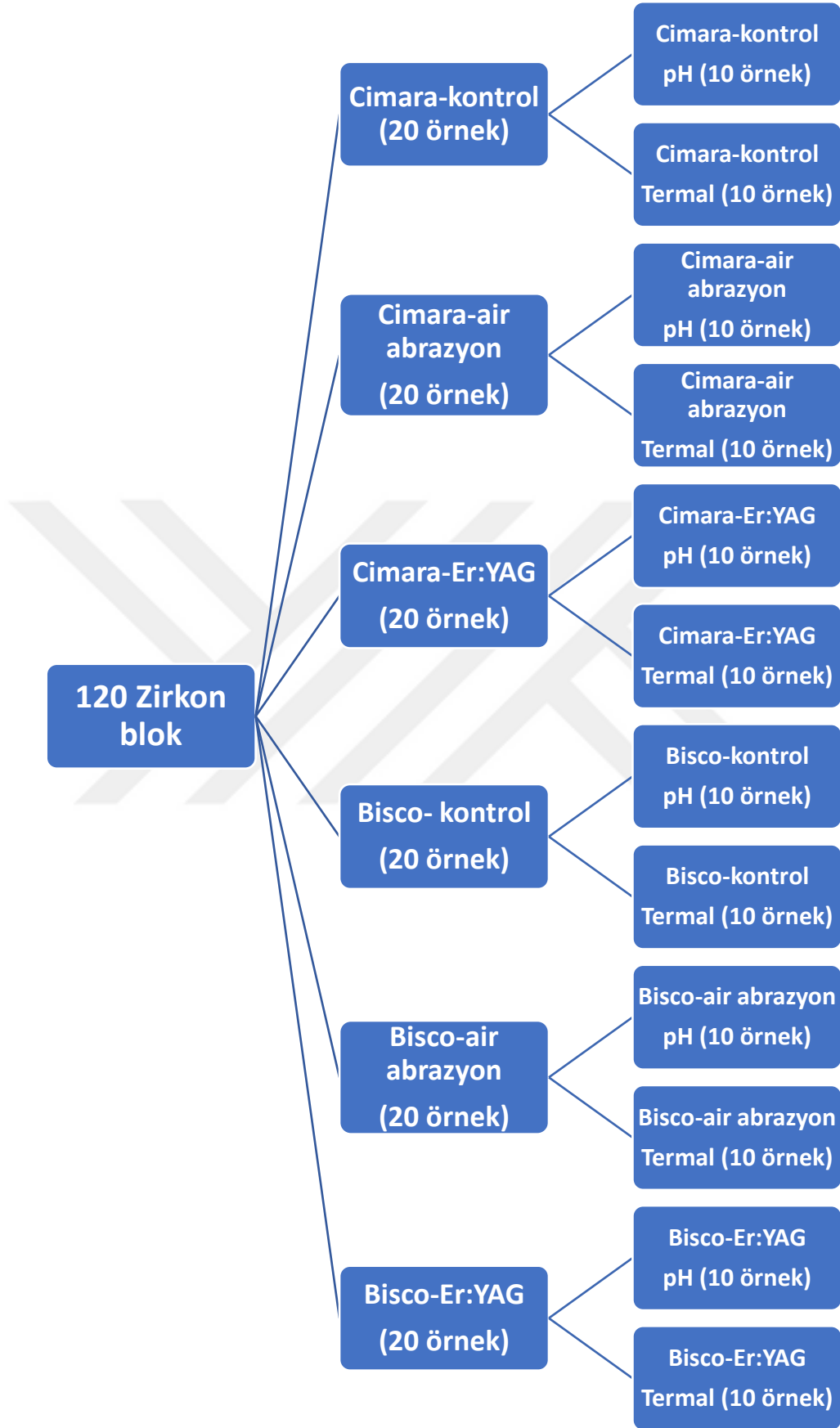
Çalışmamızda üç farklı yüzey işlemi (kontrol grubu, air abrazyon ve Er:YAG lazer) uygulanarak iki farklı tamir kiti (Cimara ve Bisco Intraoral Tamir Kiti) ile tamir edilen ve farklı yaşlandırma yöntemleri (pH döngüsü ve termal döngü) ile yaşlandırılan Y-TZP seramiklerinin makaslama bağlanma dayanımları değerlendirilmiştir. Bağlanma testleri sonucu oluşan başarısızlık tipleri ise ışık mikroskopunda incelenmiştir.

Çalışmada kullanılan malzemeler Tablo 3’de, çalışma düzeneği ise Şekil 1’de gösterilmiştir.

Tablo 3: Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri.

Marka Adı	Üretici firma	Seri No	İçeriği
Aidite (Zirkonyum blok)	Zir Dental, Qinhuangdao, Çin	150330-1	Y-TZP
Clearfil Majesty Posterior (A2)	Kuraray, Tokyo, Japonya	430059	Bis-GMA, TEGDMA, ve hidrofobik içerikli dimetakrilat, Silanlı cam seramikler, yüzeyi işlenmiş alümina mikro doldurucu, Silanlı silika doldurucu %92 ağırlıkça %82 hacimce
Cimara	Voco, Cuxhaven, Almanya	1831219	Aşındırma frezleri (sadece kontrol grubu için) Cimara Haftsilan: silan Cimara Adhesive: Bis-GMA, UDMA, HEMA, TEGDMA, BHT, aseton, amin
Bisco Intraoral Tamir Kiti	Bisco, Schaumburg, IL, Amerika	1700007368	Porselen Asidi: %9,5 HF asit (sadece kontrol grubu için) Z-PRIME Plus: Karboksilik asit monomer (BPDM), HEMA, etanol, MDP Porselen bonding rezin: Bis-GMA, UDMA, TEGDMA
Demineralizasyon Solüsyonu			2,0 mmol/L $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$, 2,0 mmol/L $\text{Na}_2\text{HPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, 75 mmol/L asetat tampon, 0,04 ppm F, pH 4,7
Remineralizasyon Solüsyonu			1,5 mmol/L $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$, 0,9 mmol/L $\text{Na}_2\text{HPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, 150 mmol/L KCl, 0,02 mol/L Tris tampon, 0,05 ppm F, pH 7,0

****Bis-GMA:** Bisfenol A diglisidil dimetakrilat, **TEGDMA:** Trietilen glikol dimetakrilat, **HEMA:** 2-hidroksietil metakrilat, **MDP:** 10-metakrilol oksidesil dihidrojen fosfat, **BPDM:** bifenil dimetakrilat, **BHT:** bütillenmiş hidroksitolüen, **UDMA:** üretan dimetakrilat



Şekil 1: Çalışma düzeneği

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Pre-sinterize 120 Y-TZP blok örnekleri (Aidite, Zir Dental, Qinhuangdao, Çin) 6×8×8 mm boyutlarında, elmas bıçaklı Microcut Precision Cutter 175 (Metkon, TÜRKİYE) kullanılarak düşük kesme hızı ile elde edildi. Bloklar üreticinin talimatlarına göre sinterlendi ve plastik kalıplar kullanılarak otopolimerizan akrilik rezin içerisine yerleştirildi. Daha sonra üst yüzeyleri akan su altında sırasıyla 800, 1000, 1200 grenli silikon karpit kağıt zımparalarla zımparalanarak yüzey düzgünlüğü sağlandı (Resim 1).



Resim 1: Yüzey işlemleri için hazırlanan Y-TZP blok örneği.

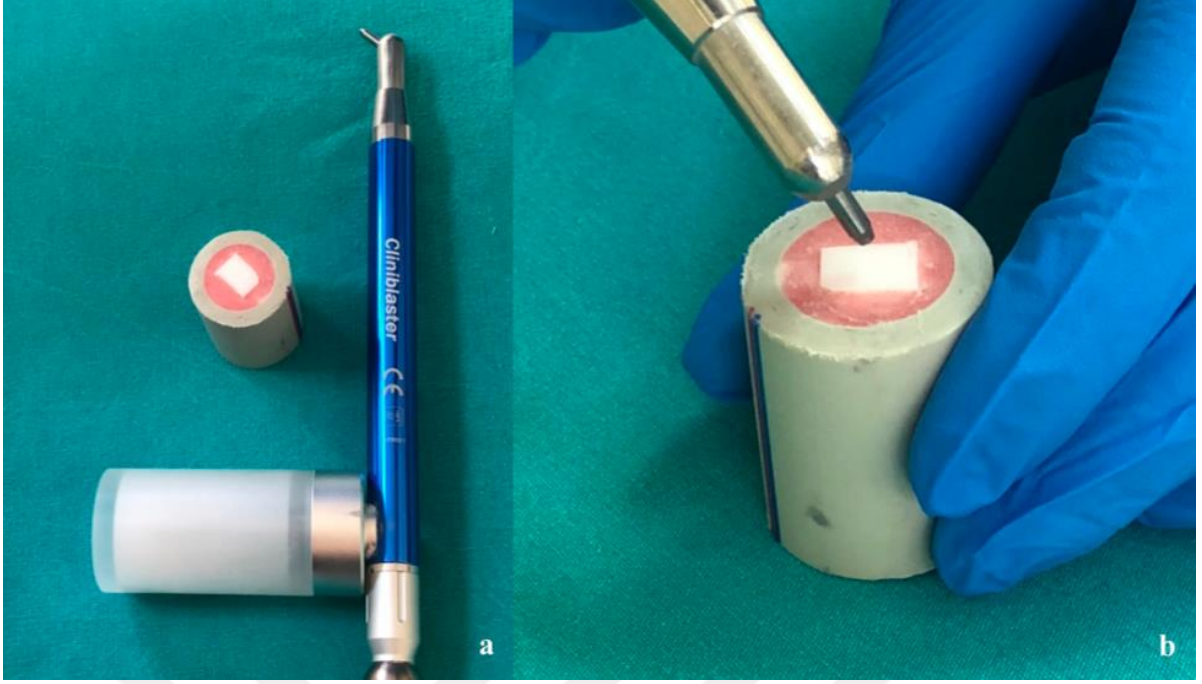
Örnekler ultrasonik cihazda distile su içerisinde 5 dk süre ile temizlendi.

3.2. Örneklerle Uygulanan Yüzey İşlemleri

Temizlenen örnekler, rastgele her grupta 40 örnek olacak şekilde rastgele 3 gruba ayrıldı ve aşağıdaki yüzey işlemlerine tabi tutuldu:

Kontrol grubu: Örneklerle üretici firmanın önerdiği yüzey işlemleri uygulandı.

Air abrazyon grubu: Örnek yüzeyine, yaklaşık 10 mm mesafeden ve 2,5 bar (0,25 MPa) basınçta, 90° temas açısıyla ve 15 sn süre ile 50 µm'lik Al₂O₃ partikülleri ile bir ağız içi kumlama cihazı (Cliniblast, Guilin Shi Yi, Çin) kullanılarak püskürtüldü (Resim 2).



Resim 2: Çalışmada kullanılan a) air abrazyon cihazı ve b) uygulaması.

Er:YAG lazer grubu: 2940 nm dalga boyunda Er:YAG lazer uygulaması LightWalker STE-E cihazı (Fotona Medical Lasers, Ljubljana, Slovenya) kullanılarak, odak çapı 0,9 mm olan R02-C el aleti ile temassız modda, su soğutması altında, örnekler 10 mm uzaklıktan 10 sn boyunca, 2 W çıkış gücü ile, 200 mJ, 10 Hz ve çok kısa atım modunda (50 μ s) uygulandı. (Resim 3).



Resim 3: Çalışmada kullanılan a) Er:YAG cihazı parametreleri ve b) uygulaması.

Yüzey işlemleri sonrası örnekler ultrasonik cihazda distile su içerisinde 5 dk süre ile tekrar temizlendi.

3.3. Tamir Kitlerinin Uygulanması ve Örneklerin Restorasyonu

İlgili grupların her biri tamir materyaline (Cimara-Voco, Cuxhaven, Almanya; Bisco İntraoral Tamir Kiti- Bisco, Schaumburg, IL, ABD) göre her grupta 20 örnek olacak şekilde rastgele ve eşit olarak 2 alt gruba ayrıldı. Örneklerin yarısı Cimara (Voco, Cuxhaven, Almanya) ve diğer yarısı Bisco İntraoral Tamir Kiti (Bisco, Schaumburg, IL, ABD) ile restore edildi. Onarım sistemleri ekstra bir işlem uygulanmadan sadece üretici talimatlarına göre uygulandı.

Cimara kontrol grubunda SiC aşındırma frezi ile üretici firmanın talimatları doğrultusunda 6000 devirde, kuru ortamda, basınç uygulamadan zirkonya yüzeyinde pürüzlendirme işlemi yapıldı. Cimara Haftsilan ince bir tabaka uygulanarak yaklaşık 2 dk süre ile kurumaya bırakıldı. İnce bir tabaka Cimara Adhesive uygulaması sonrası, yüzeye hafif hava ile uygulanarak adezivin yüzeyde dağılması sağlandı ve sonrasında 20 sn ışıkla polimerize edildi. Diğer yüzey işlemleri gruplarında da (air abrazyon, Er:YAG lazer) ilerleyen adımlar (air abrazyon-Cimara Haftsilan-Cimara Adhesive/Er:YAG lazer- Cimara Haftsilan-Cimara Adhesive) pürüzlendirme frezleri olmadan uygulandı (Resim 4).



Resim 4: Cimara tamir kiti a) içeriği ve b) kullanılan materyaller.

Bisco İntraoral Tamir Kiti kontrol grubunda yüzeye 90 sn boyunca porselen asidi (%9,5 HF asit) uygulandıktan sonra 10 sn bol su ile yıkandı ve 5 sn hava ile kurutuldu. Z Prime Plus 30 sn boyunca uygulandı ve 5 sn havayla kurutuldu. Daha sonra porselen bonding rezin uygulandı ve 10 sn süreyle polimerize edildi. Diğer gruplarda (air abrazyon, Er:YAG lazer)

takip eden adımlar (air abrazyon-Z Prime Plus-porselen bonding rezin/Er:YAG lazer-Z Prime Plus-porselen bonding rezin) HF asit olmadan uygulandı (Resim 5).



Resim 5: Bisco Intraoral Tamir Kiti a) içeriği ve b) kullanılan materyaller.

Daha sonra yüzeylere bir nanohibrit kompozit (Clearfil Majesty Posterior, Kuraray, Tokyo, Japan) uygulandı ve bunun için 3 mm çapında, 2,5 mm yüksekliğinde şeffaf halkalar kullanıldı. 2 mm kalınlığında tabakalama tekniğinin uygulandığı bu yöntemde her bir tabaka 20 saniye boyunca 600 mW/cm² ışık gücüyle (Hilux 200, Benlioglu Dental, Ankara, Türkiye) polimerize edildi (Resim 6).



Resim 6: Kompozit ile restore edilmiş örnek.

Tüm örnekler 24 saat boyunca 37 °C±2 °C 'de distile su içinde saklandı.

3.4. Örneklerin Yaşlandırılması

Her grupta 20 örnek içeren bu 6 grubun her biri, pH ve termal döngü uygulaması için 2 alt gruba ayrılmıştır (n=10). Bu yaşlandırma işlemi ağız içi durumu taklit etmek amacıyla yapılmıştır.

3.4.1. pH Döngüsü Solüsyonlarının Hazırlanması ve pH Döngüsü

Bu döngüde kullanılan solüsyonlar Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Biyokimya Bölümü Elektrokimya Laboratuvarı'nda hazırlanmıştır (180).

Demineralizasyon solüsyonunun bileşimi (pH: 4,7):

- 2 mmol/L $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$ (Kalsiyum nitrat tetrahidrat)
- 2 mmol/L $\text{Na}_2\text{HPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ (Sodyum dihidrojen fosfat)
- 75 mmol/L asetat tampon
- 0.04 ppm NaF (Sodyum florür) (180) (Resim 7).



Resim 7: Demineralizasyon solüsyonunun pH'sı.

Remineralizasyon solüsyonunun bileşimi (pH: 7):

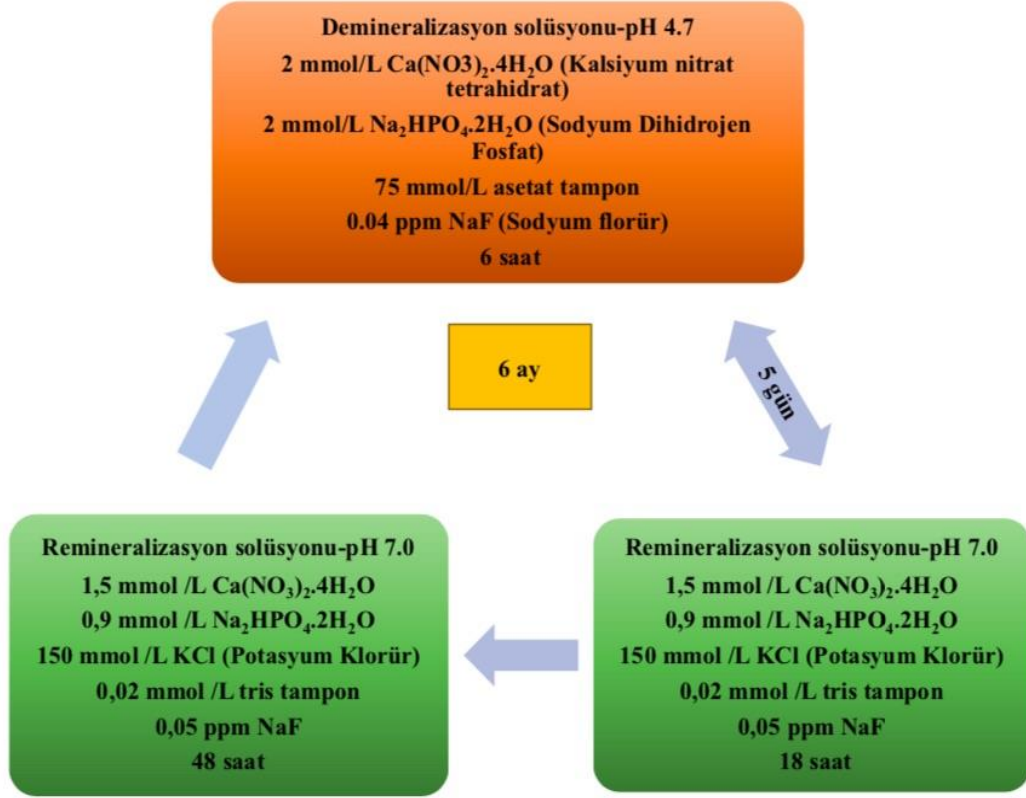
- 1,5 mmol /L $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$
- 0,9 mmol /L $\text{Na}_2\text{HPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$
- 150 mmol /L KCl (Potasyum Klorür)

- 0,02 mmol /L tris tampon
- 0,05 ppm NaF (180) (Resim 8).



Resim 8: Remineralizasyon solüsyonunun pH'sı.

Örnekler ilk önce demineralizasyon solüsyonunda 37 °C' de 6 saat bekletildi. Ardından distile suda yıkanan örnekler 18 saat boyunca yine aynı sıcaklıkta remineralizasyon solüsyonunda saklandı. Bu döngü 5 gün boyunca aynı şekilde devam ettirildi. Bu 5 günlük döngünün sonunda örnekler 2 gün daha remineralizasyon solüsyonunda bekletildi. Ayrıca 6 ay boyunca pH döngüsü devam ederken solüsyonlar günlük olarak yenilendi (Şekil 2).



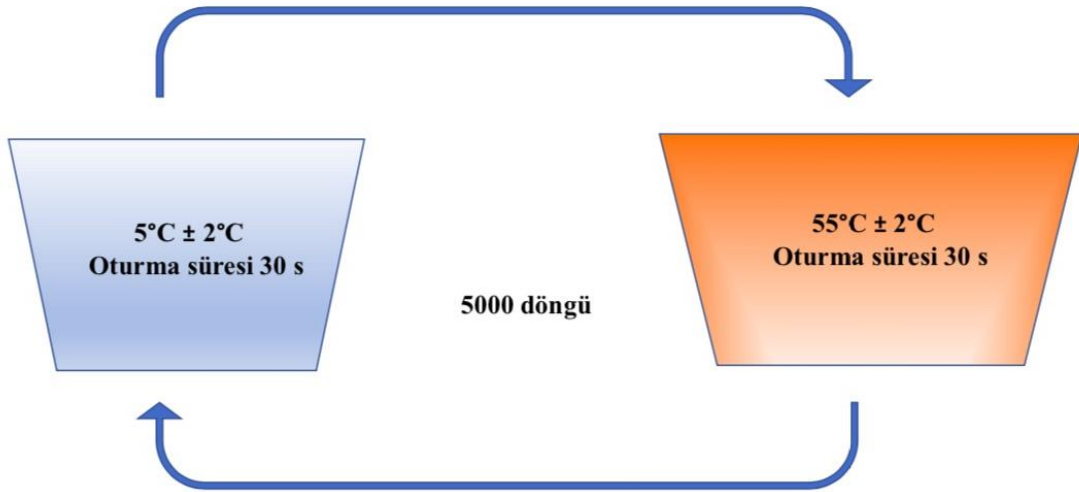
Şekil 2: Solüsyon içerikleri ve 6 aylık pH döngüsü

3.4.2. Termal Döngünün Uygulanması

2 alt gruba ayrılan ve 10'lu gruplar oluşturulan bu çalışmamızda gruplardan bir diğerine termal döngü uygulanmıştır. Bu döngüde banyo sıcaklıkları 5 °C-55 °C olurken her banyoda oturma süresi 30 sn, banyolar arası değişim süresi ise 5 sn'dir. Toplamda ise 5000 termal döngü uygulanmıştır (Resim 9) (Şekil 3).



Resim 9: Çalışmada kullanılan termal döngü cihazı.



Şekil 3: Termal döngü şeması.

3.5. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Örnekler test cihazına sabitlenmeden önce, makaslama bağlanma test cihazının (Mod Dental, Esetron Smart, Ankara, Türkiye) (Resim 10) bağlı olduğu bilgisayardaki yazılıma kesit alanı ($12,56 \text{ mm}^2$), kafa hızı (hareket hızı) ($0,5 \text{ mm/dk}$) ve uygulanacak maksimum yük (limit

yük) (500 N) ile ilgili veri girişı yapıldı. Örneklerden elde edilen sayısal değeerler MPa cinsinden otomatik olarak hesaplanarak kaydedildi (Resim 11).



Resim 10: Çalışmada kullanılan makaslama bağlanma test cihazı.



Resim 11: Örneklerin test cihazına sabitlenmesi (a,b).

3.6. Başarısızlık Tipinin Belirlenmesi

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrasında, örneklerin başarısızlık şekilleri stereomikroskop (Olympus SZ61; Olympus Optical Co, Tokyo, Japan) (Resim12) altında x40 büyütmede incelenerek belirlendi. Başarısızlık şekilleri, koheziv kompozit (sadece tamir kompoziti içinde), koheziv zirkonya (sadece tamir zirkonya içinde) ve adeziv (zirkonya materyali ve tamir kompoziti arayüzünde) olarak sınıflandırıldı.



Resim 12: Çalışmada kullanılan stereomikroskop cihazı.

3.7. İstatistiksel Analiz

Araştırmada yer alan değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu grafiksel olarak Shapiro Wilk testi ile değerlendirilmiştir. Normal dağılım göstermediği belirlenen değişkenlere ait tanımlayıcı istatistik olarak ortanca (minimum; maksimum) kullanılmıştır.

Makaslama bağlanma değerlerinin; yaşlandırma yöntemleri, yüzey işlemleri ve tamir kitleri arasında etkileşiminin incelenmesinde üç yönlü varyans analizi kullanılmıştır.

Tamir kitleri (Cimara ve Bisco Intraoral Tamir Kiti) arasında ve yüzey işlemleri (kontrol, air abrazyon ve Er:YAG) arasında farklılığın değerlendirilmesinde, tamir kitleri açısından yüzey işlemleri arasındaki farklılığın karşılaştırılmasında ve tamir kitleri açısından yaşlandırma yöntemleri arasındaki farklılığın karşılaştırılmasında Kruskal Wallis varyans analizi; yaşlandırma yöntemleri (termal döngü ve pH döngüsü) arasında farklılığın değerlendirilmesinde ve tamir kitleri açısından yaşlandırma yöntemleri arasındaki farklılığın karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Gruplar arasında farklılık tespit edildiğinde ve farklılığın değerlendirilmesinde Bonferonni düzeltmeli ikili karşılaştırma kullanılmıştır.

İstatistiksel analizler ve hesaplamalar için IBM SPSS Statistics 22.0 (IBM Corp. Released 2013. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 22.0. Armonk, NY: IBM Corp.) ve MS-Excel 2007 (Microsoft Corporation, Redmond, USA) programları kullanıldı. Gruplar arası farklılıklar incelenirken; önem düzeyi $p < 0,05$ olarak belirlendi.

4. BULGULAR

Üç farklı yüzey işlemi (kontrol grubu, air abrazyon ve Er:YAG lazer) uygulanarak iki farklı tamir kiti (Cimara ve Bisco Intraoral Tamir Kiti) ile tamir edilen ve farklı yaşlandırma yöntemleri (pH döngüsü ve termal döngü) ile yaşlandırılan Y-TZP seramiklerinin makaslama bağlanma dayanımlarının değerlendirildiği bu çalışmada elde edilen sonuçlar şöyledir:

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerleri ile İlgili Bulgular

Çalışmada; yaşlandırma yöntemleri, yüzey işlemleri ve tamir kitleri arasında etkileşimin varlığı üç yönlü varyans analizi yöntemiyle tespit edilmiştir ($F = 109,168$; $p < 0,001$). Etkileşimlerin karşılaştırmalarına göre tamir kiti ile yaşlandırma yöntemi arasında etkileşimin olmadığı ($F = 0,013$; $p = 0,910$), yaşlandırma yöntemi ile yüzey işlemleri arasında etkileşimin olmadığı ($F = 2,020$; $p = 0,137$), benzer şekilde tamir kiti, yüzey işlemleri ve yaşlandırma yöntemi arasında etkileşimin olmadığı ($F = 0,871$; $p = 0,421$) bulundu. Yalnızca tamir kiti ile yüzey işlemleri arasında etkileşimin olduğu tespit edildi ($F = 54,688$; $p < 0,001$) (Tablo 4).

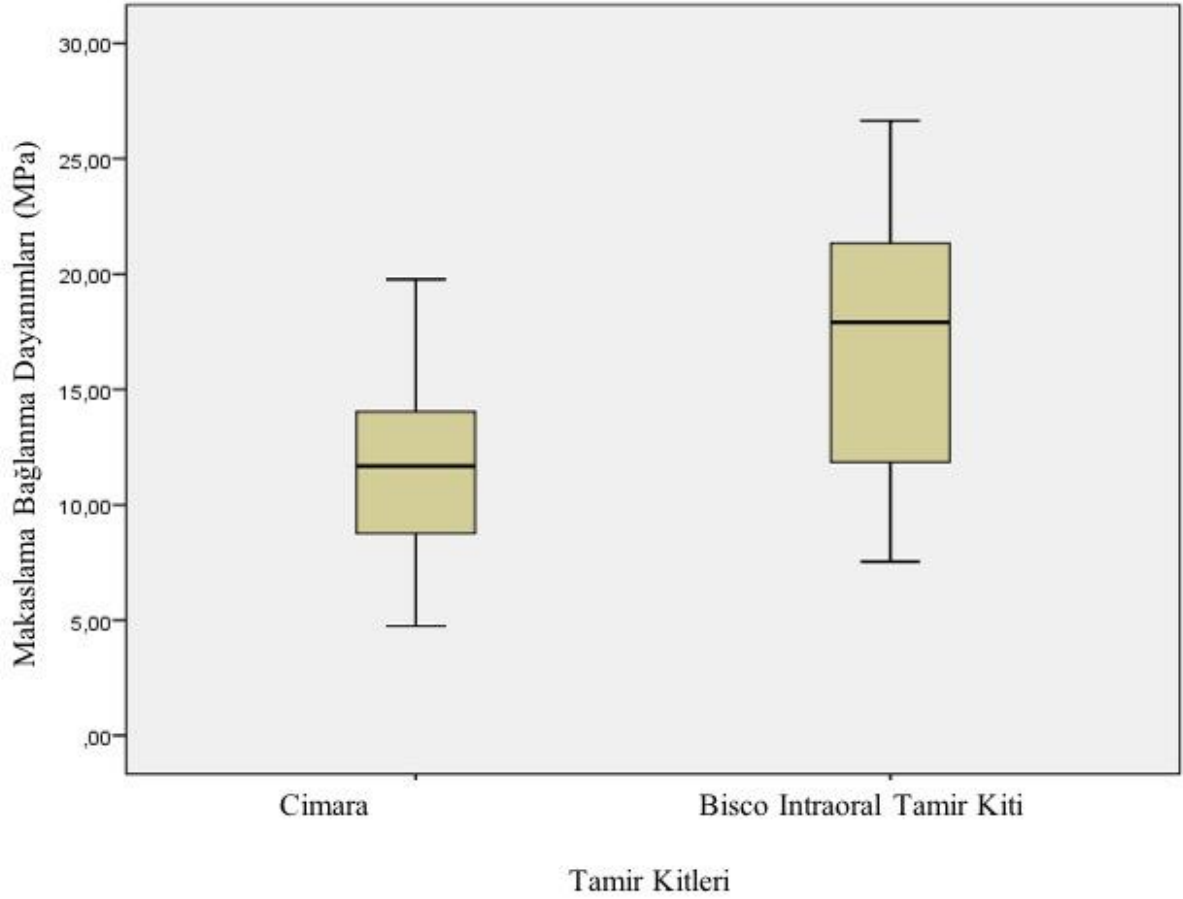
Tablo 4: Yöntemlere göre etkileşimlerin karşılaştırılması (3 yönlü varyans istatistiksel analizi sonuçları).

Faktör	F	P
Tamir Kiti	348, 971	<0, 001
Yüzey işlemleri	286, 010	<0, 001
Yaşlandırma yöntemi	164, 686	<0, 001
Tamir Kiti*Yaşlandırma yöntemi	0, 013	0, 910
Tamir Kiti*Yüzey işlemleri	54, 688	<0, 001
Yaşlandırma* Yüzey işlemleri	2, 020	0, 137
Tamir Kiti*Yaşlandırma yöntemi*Yüzey işlemleri	0, 871	0, 421

Kruskal Wallis varyans analizine göre, çalışmada kullanılan yaşlandırma yöntemleri ve uygulanan yüzey işlemlerine bakılmaksızın, toplamda tamir kitleri arasında makaslama bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($\chi^2 = 33,519$; $p < 0,001$) (Tablo 5) (Şekil 4).

Tablo 5: Toplamda tamir kitlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı.

	MPa	Test istatistiği	
	Ortanca (min; mak)	χ^2	P
Cimara	11,68 (4,74; 19,77)	33,519	<0,001
Bisco Intraoral Tamir Kiti	17,91 (7,54; 26,65)		



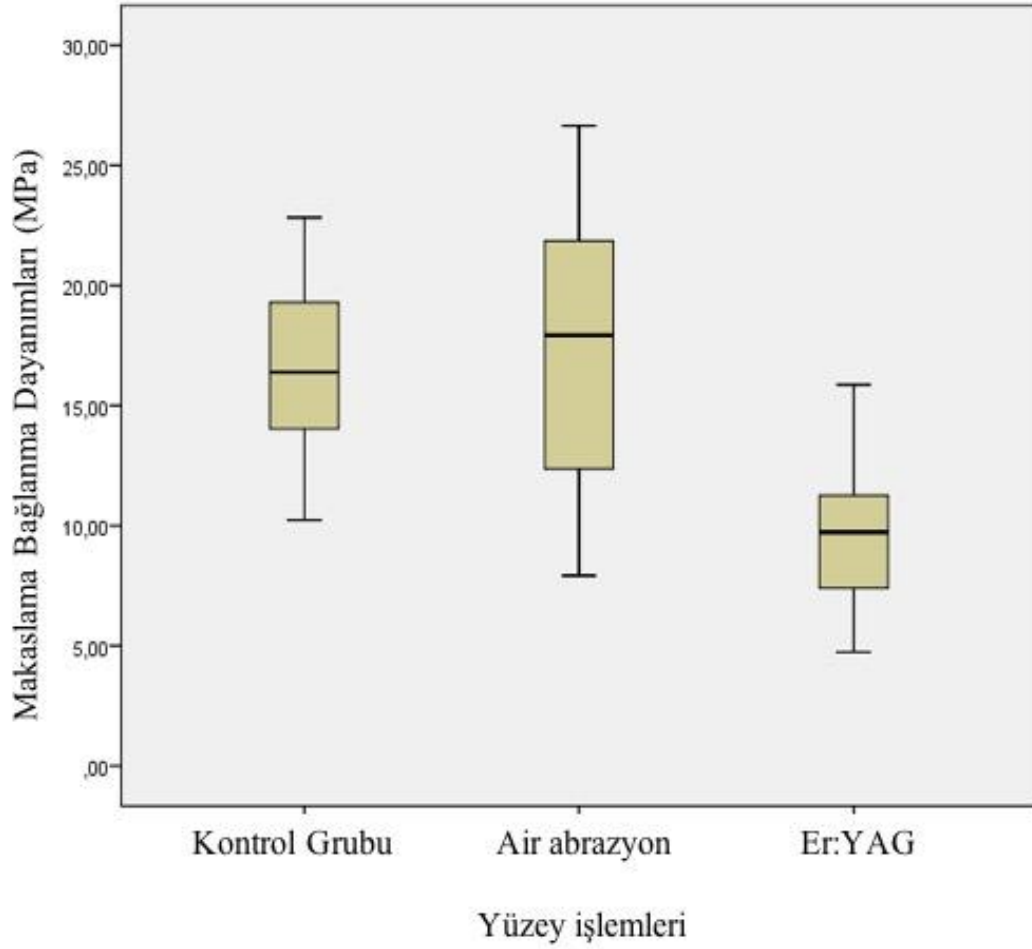
Şekil 4: Tamir kitlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı.

Kruskal Wallis varyans analizine göre, çalışmada kullanılan yaşlandırma yöntemleri ve uygulanan tamir kitlerine bakılmaksızın, toplamda yüzey işlemleri arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($\chi^2= 66,989$; $p<0,001$) (Tablo 6).

Bonferonni düzeltmeli ikili karşılaştırma sonuçlarına göre, yüzey işlemlerinden kontrol grubu ile air abrazyon grubu arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farka rastlanmazken ($p=0,957$); diğer gruplar (kontrol grubu ile Er:YAG grubu ve air abrazyon grubu ile Er:YAG grubu) arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,001$) (Tablo 6) (Şekil 5).

Tablo 6: Yüzey işlemlerine ait makaslama bağlanma dayanımı sonuçları ve ikili karşılaştırması.

	MPa	Test istatistiği		Yüzey işlemlerinin Bonferonni düzeltilmeli ikili karşılaştırılması	
	Ortanca (min; mak)	χ^2	p		p
Kontrol Grubu	16,40 (10,23; 22,83)	66,989	<0,001	Kontrol- Air abrazyon	0,957
Air abrazyon	17,93 (7,92; 26,65)			Kontrol- Er:YAG	<0,001
Er:YAG	9,73 (4,74; 15,88)			Air abrazyon- Er:YAG	<0,001

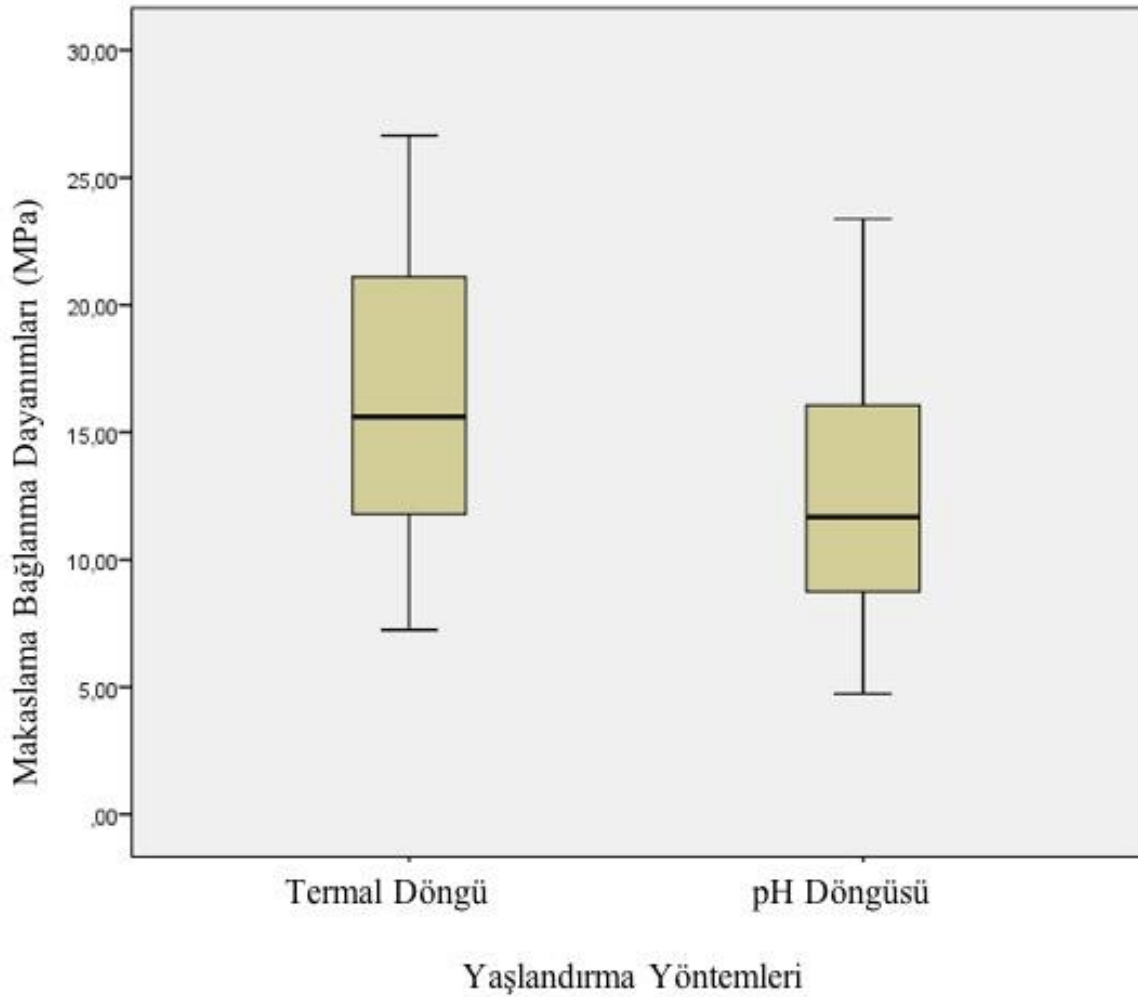


Şekil 5: Yüzey işlemlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı.

Mann Whitney U testine göre, çalışmada uygulanan yüzey işlemleri ve kullanılan tamir kitlerine bakılmaksızın, toplamda yaşlandırma yöntemleri arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($z = -4,097$; $p < 0,001$) (Tablo 7) (Şekil 6).

Tablo 7: Toplamda yaşlandırma yöntemlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı.

	MPa	Test istatistiği	
	Ortanca (min; mak)	z	p
Termal Döngü	15,61 (7,25; 26,65)	-4,097	<0,001
pH Döngüsü	11,68 (4,74; 23,38)		

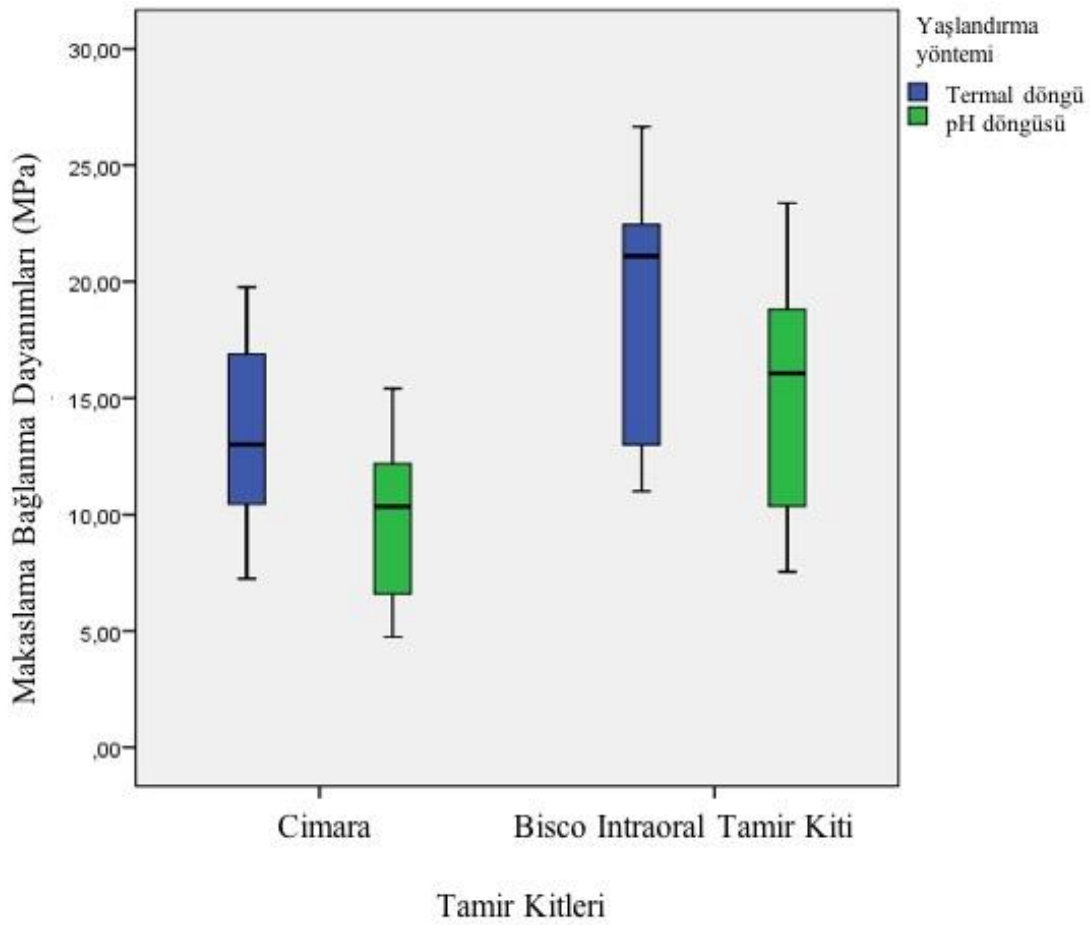


Şekil 6: Yaşlandırma yöntemlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı.

Mann Whitney U testine göre, tamir kitlerine göre yaşlandırma yöntemleri karşılaştırıldığında, her iki tamir kiti (Cimara tamir kiti ve Bisco Intraoral Tamir Kiti) için de yaşlandırma yöntemleri (termal döngü ve pH döngüsü) arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p < 0,001$) (Tablo 8) (Şekil 7).

Tablo 8: Her bir tamir kiti için makaslama bağlanma dayanımı sonuçlarının yaşlandırma yöntemlerine göre karşılaştırılması.

Tamir Kitleri	Yaşlandırma Yöntemi		Test istatistiği	
	Termal döngü	pH döngüsü		
	Ortanca (min; maks)	Ortanca (min; maks)	z	P
Cimara	13,01 (7,25; 19,77)	10,34 (4,74; 15,42)	-3,880	<0,001
Bisco Intraoral Tamir Kiti	21,10 (11,00; 26,65)	16,07 (7,54; 23,38)	-3,306	0,001



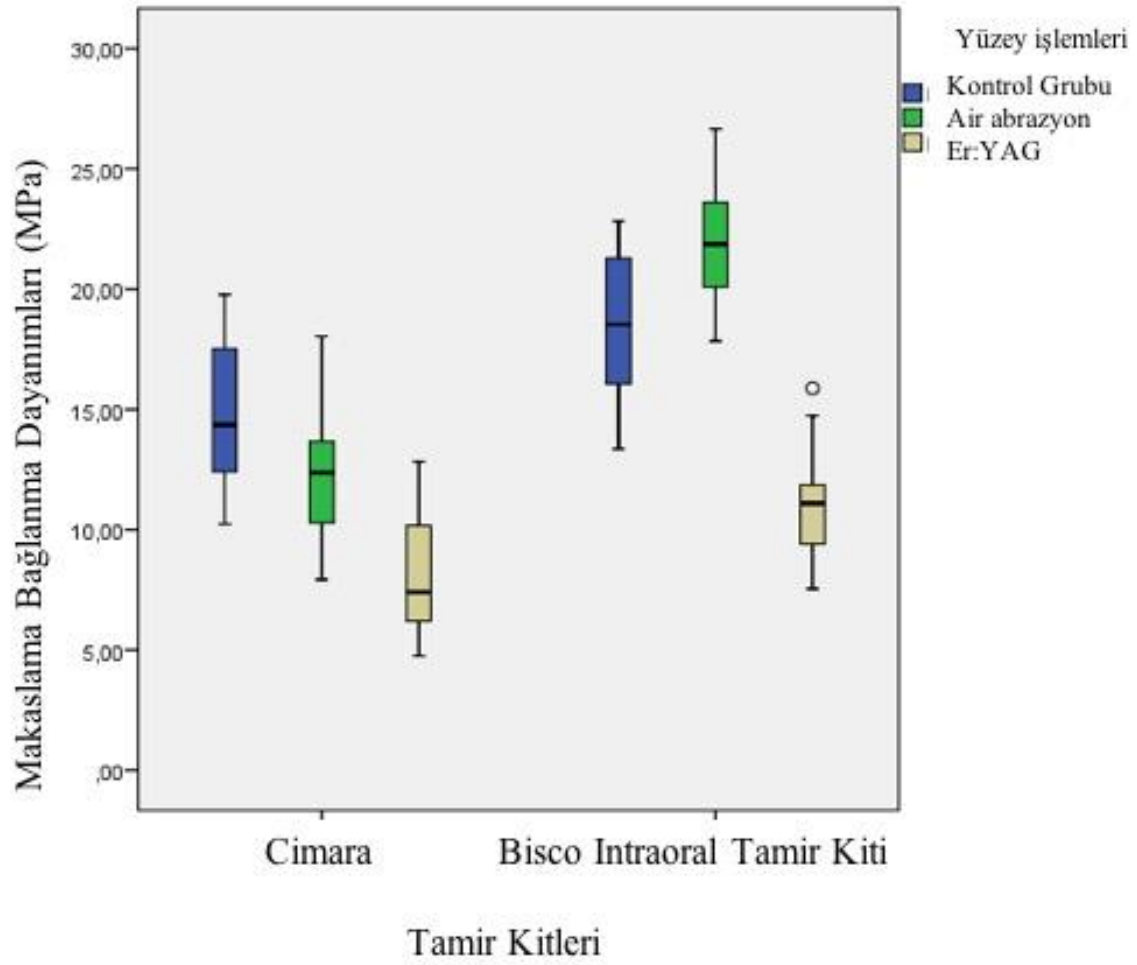
Şekil 7: Tamir kitlerine göre yaşlandırma yöntemlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı.

Kruskal Wallis varyans analizine göre, tamir kitlerine göre yüzey işlemleri karşılaştırıldığında, her iki tamir kiti (Cimara tamir kiti ve Bisco Intraoral Tamir Kiti) için de yüzey işlemleri (kontrol grubu, air abrazyon grubu ve Er:YAG grubu) arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p < 0,001$) (Tablo 9).

Bonferonni düzeltmeli ikili karşılaştırma sonuçlarına göre, her iki tamir kiti (Cimara tamir kiti ve Bisco Intraoral Tamir Kiti) açısından yüzey işlemlerinden kontrol grubu ile air abrazyon grubu arasında, kontrol grubu ile Er:YAG grubu arasında ve air abrazyon grubu ile Er:YAG grubu arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,001$). Cimara tamir kitinde kontrol grubu, air abrazyon grubu makaslama bağlanma değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek iken; Bisco Intraoral Tamir Kiti'nde kontrol grubu, air abrazyon grubu makaslama bağlanma değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür ($p<0,001$) (Tablo 9) (Şekil 8).

Tablo 9: Tamir kitlerinde yüzey işlemlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı ve ikili karşılaştırması.

Tamir kitleri	Yüzey işlemleri	Ortanca (min; mak)	Test İstatistiği		Yüzey işlemlerinin Bonferonni düzeltmeli ikili karşılaştırılması	
			χ^2	p		p
Cimara	Kontrol	14,36 (10,23; 19,77)	38,884	<0,001	Kontrol- Air abrazyon	0,047
	Air abrazyon	12,37 (7,92; 18,03)			Kontrol- Er:YAG	<0,001
	Er:YAG	7,40 (4,74; 12,83)			Air abrazyon- Er:YAG	<0,001
Bisco Intraoral Tamir Kiti	Kontrol	18,53 (13,36; 22,83)	52,041	<0,001	Kontrol- Air abrazyon	0,001
	Air abrazyon	21,86 (17,83; 26,65)			Kontrol- Er:YAG	<0,001
	Er:YAG	11,10 (7,54; 15,88)			Air abrazyon- Er:YAG	<0,001



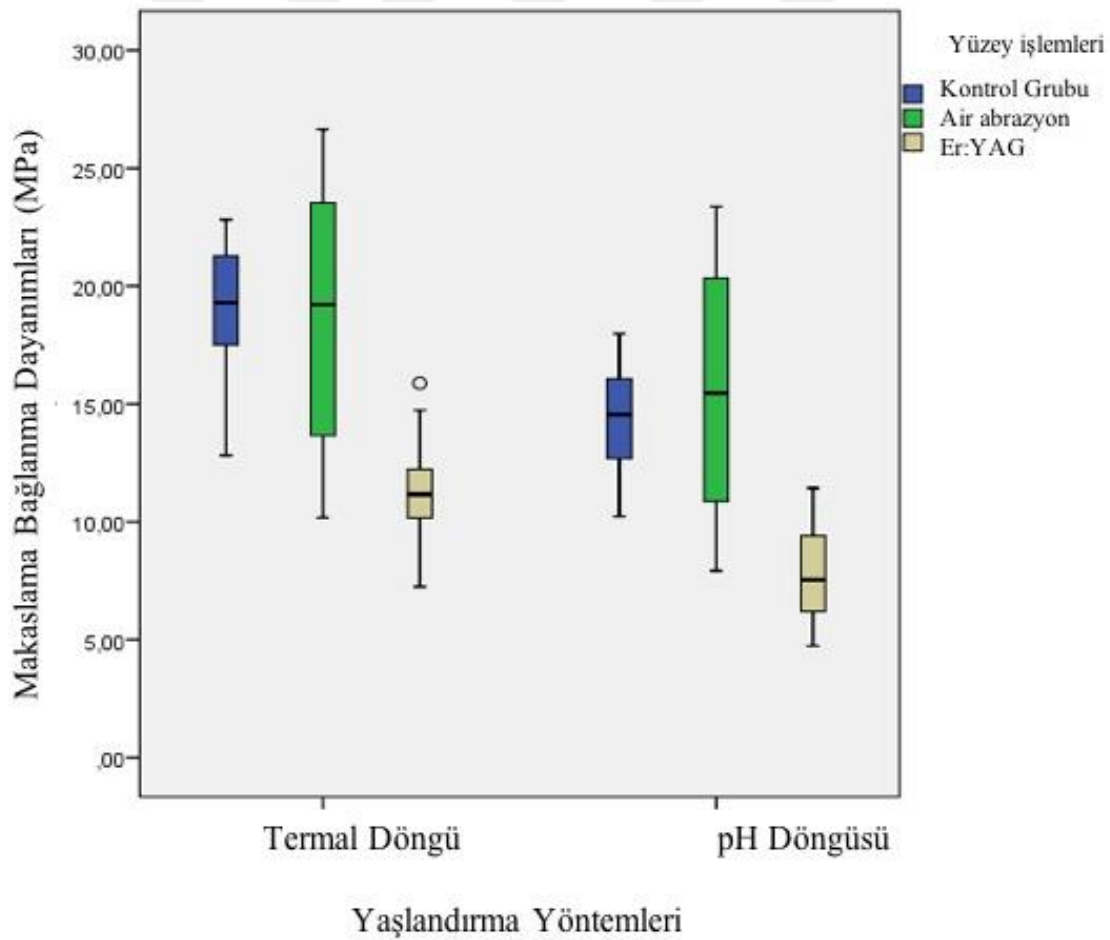
Şekil 8: Tamir kitlerinde yüzey işlemlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı.

Kruskal Wallis varyans analizine göre, yaşlandırma yöntemlerine göre yüzey işlemleri karşılaştırıldığında, her iki yaşlandırma yöntemi (termal döngü ve pH döngüsü) için de yüzey işlemleri (kontrol grubu, air abrazyon grubu ve Er:YAG grubu) arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,001$) (Tablo 10).

Bonferonni düzeltmeli ikili karşılaştırma sonuçlarına göre, her iki yaşlandırma yöntemi (termal döngü ve pH döngüsü) açısından yüzey işlemlerinden kontrol grubu ile air abrazyon grubu arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farka rastlanmazken; kontrol grubu ile Er:YAG grubu arasında ve air abrazyon grubu ile Er:YAG grubu arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,001$) (Tablo 10) (Şekil 9).

Tablo 10: Yaşlandırma yöntemlerine göre yüzey işlemlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı ve ikili karşılaştırması.

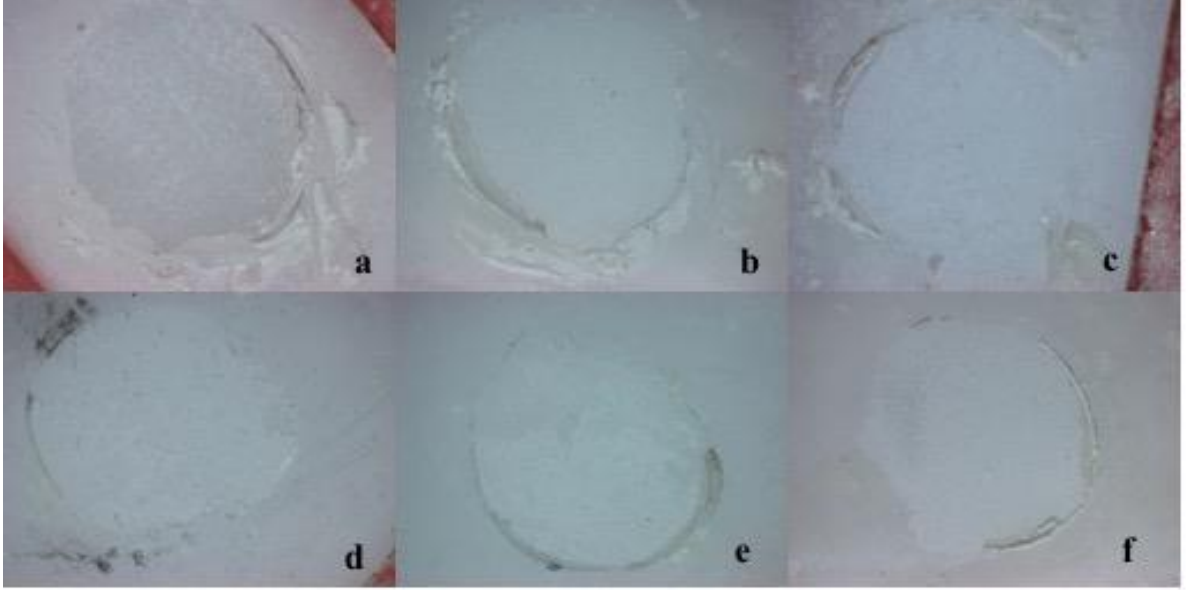
Yaşlandırma Yöntemleri	Yüzey işlemleri	Ortanca (min; mak)	Test İstatistiği		Yüzey işlemlerinin düzeltmeli karşılaştırılması	Bonferonni ikili p
			χ^2	p		
Termal döngü	Kontrol	19,30 (12,82; 22,83)	37,439	<0,001	Kontrol-Air abrazyon	1,000
	Air abrazyon	19,22 (10,18; 26,65)			Kontrol- Er:YAG	<0,001
	Er:YAG	11,16 (7,25; 15,88)			Air abrazyon-Er:YAG	<0,001
pH döngüsü	Kontrol	14,55 (10,23; 17,98)	38,744	<0,001	Kontrol-Air abrazyon	0,999
	Air abrazyon	15,47 (7,92; 23,38)			Kontrol-Er:YAG	<0,001
	Er:YAG	7,54 (4,74; 11,43)			Air abrazyon-Er:YAG	<0,001



Şekil 9: Yaşlandırma yöntemlerine göre yüzey işlemlerinin makaslama bağlanma dayanımı etkisine göre dağılımı.

4.2. Başarısızlık Şekillerinin Belirlenmesine İlişkin Bulgular

Tüm deney gruplarında örneklerin adeziv başarısızlık gösterdiği görülmüştür (Resim 13).



Resim 13: Örneklerde tespit edilen adeziv başarısızlık tipi stereomikroskop görüntüsü.

a) Cimara (kontrol örneği), b) Cimara (air abrazyon örneği), c) Cimara (Er:YAG lazer örneği), d) Bisco Intraoral Tamir Kiti (kontrol örneği), e) Bisco Intraoral Tamir Kiti (air abrazyon örneği), f) Bisco Intraoral Tamir Kiti (Er:YAG lazer örneği).

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda üç farklı yüzey işlemi (kontrol grubu, air abrazyon ve Er:YAG lazer) uygulanarak iki farklı tamir kiti (Cimara ve Bisco Intraoral Tamir Kiti) ile tamir edilen ve farklı yaşlandırma yöntemleri (pH döngüsü ve termal döngü) ile yaşlandırılan Y-TZP seramiklerinin makaslama bağlanma dayanımlarını değerlendirilmiştir. Uygulanan üç farklı yüzey işleminin (kontrol grubu, air abrazyon ve Er:YAG lazer), iki farklı tamir kitinin (Cimara ve Bisco Intraoral Tamir Kiti) ve farklı yaşlandırma yöntemlerinin (pH döngüsü ve termal döngü) zirkonyanın tamir bağlanma dayanımında istatistiksel açıdan fark olmayacağı şeklindeki yokluk hipotezi red edilmiştir.

İnley ve onley restorasyonlar; kron restorasyonlara göre daha konservatif olması, optimum estetik ve daha iyi koronal sızdırmazlık sağlamalarından dolayı restoratif diş hekimliğinin ayrılmaz parçası haline gelmiştir (47, 181). Yaygın olarak kullanılan inley ve onley materyalleri arasında metal alaşımlar, kompozit rezinler (hibrit veya fiberle güçlendirilmiş kompozitler), yüksek cam içerikli seramikler (lityum disilikat, cam infiltre zirkonya veya alüminyum oksit kristalleri) ve yüksek dayanıklı seramikler (zirkonya ve alüminyum oksit kristalleri) bulunmaktadır (47, 181). Seramiklerin yüksek elastikiyet modülünden dolayı (182) özellikle posteriora fazla oklüzal kuvvet alan bölgelerde, inley ve onley destekli restorasyonların en büyük problemi kırılma olasılığıdır (183). Diğer tam seramik materyallere kıyasla dayanıklılığı fazla olan zirkonyum son yıllarda daha çok tercih edilmektedir (43, 183). Zirkonya seramiklerinden özellikle Y-TZP; yüksek kırılma tokluğu (7-10 MPa m^{1/2}) ve yüksek eğilme mukavemeti (700-200 MPa) gibi üstün mekanik özellikleri nedeniyle diş hekimleri için aynı zamanda en popüler kor materyalleridir (19). Laboratuvar çalışmaları zirkonyumdan üretilen inley destekli sabit dental protezlerin, yük taşıma kapasitelerinin lityum disilikatlardan daha yüksek olduğunu göstermiştir (184, 185). Çalışmamızda, son yıllarda popüler olarak kullanılan zirkonyum esaslı seramik kor materyali tercih edilmiştir.

Zirkonya kaynaklı opak görüntüyü maskelemek amacıyla kullanılan üstyapı porseleninin, altyapıdan ayrılması en sık görülen başarısızlık olarak kendini göstermiştir (16, 47). Travma, oklüzal uyumsuzluk, prematür kontaklar, parafonksiyonel alışkanlıklar, zirkonyumun ve üstyapının termal ekspansiyon katsayılarının farklı olması, adeziv bağlantı başarısızlıkları, yetersiz diş kesimi, veneer pöröziteleri bu başarısızlığın sebeplerindendir (16, 47, 186). Sabit restorasyonun yenilenmesi, protezin sökölüp laboratuvarı porselen ilavesi yapıp tekrar fırınlanarak restorasyonun tamir edilmesi, restorasyonun sökölmesi sırasında protezin zarar

görmesi; çok sayıda hekim ziyareti gerektireceği ve ekonomik açıdan sorun yaratabileceğinden, çoğu zaman hasta açısından zahmetli ve sıkıntılıdır. Bu tür problemlerde maliyet ve zamanın artmasını, laboratuvar çalışma ihtiyacını, tam seramik restorasyonları sökme zorluğunu ve hastanın rahatsızlığını önlemek için restorasyon çıkarılmadan ağız içinde tamir edilerek restorasyon ömrü daha az risk alınarak uzatılabilir (16). Bu amaçla, ağızdaki kırıkların onarımı için kompozit rezinler ve tamir kitleri sıklıkla kullanılır (14, 16, 30). Biz de bu nedenle Y-TZP seramiklerinin tamiri için çalışmamızda, farklı yüzey işlemleri (kontrol grubu, air abrazyon ve Er:YAG lazer) ve farklı tamir kitleri (Cimara ve Bisco Intraoral Tamir Kiti) kullanılarak nanohibrit kompozitle tamir edilen Y-TZP seramiklerinin makaslama bağlanma dayanımlarına olumsuz etkisi olmaksızın ağız içinde kullanılabilecek en uygun tamir yöntemini araştırmayı amaçladık.

Tamir materyali ve kırık yüzeyi arasındaki bağlantı; kimyasal ve mikromekanik bir bağlantı ile sağlanır (28, 29). Bağlanma dayanımını arttırmak için, Al_2O_3 partikülleri ile kumlama (16, 57, 159), asit uygulaması (16, 57, 159), elmas frezlerle pürüzlendirme (16, 57), lazer uygulaması (16, 57), silika kaplı partiküllerle kumlama (16, 57, 159) ve silan uygulaması (16, 57, 159) gibi yüzey işlemleri yapılabilir. Çalışmamızda zirkonyum pürüzlendirme yöntemleri olarak literatürdeki ortak yaklaşımları takiben, air abrazyon ve Er:YAG lazer uygulamaları iki farklı yüzey işlemi olarak zirkonyum pürüzlendirme yöntemleri olarak tercih edilmiştir.

Kırık restorasyonu ağızdan çıkarmadan tamir edebilmek için seramik tamir kitleri geliştirilmiştir. Bu kitlerin içerisinde tamir için kompozit rezinler, kompozit ile seramiğin bağlantısını güçlendirmek için asit, adeziv, silan gibi ajanlar ve estetiği yakalamak için opak bulunmaktadır. Çalışmamızda kontrol gruplarında ilave yüzey işlemi olmaksızın, üretici firmanın tavsiyesine göre birinde (Bisco Intraoral Tamir Kiti) 90 saniye boyunca porselen asidinin (%9,5 HF asit) uygulandığı, diğerinde (Cimara) kendine ait aşındırma frezinin kullanıldığı ve farklı yüzey işlemleriyle de zirkonyumun makaslama bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirilmesinin amaçlandığı iki farklı tamir kiti kullanılmıştır.

Air abrazyon uygulaması, uygulanan basınç, mesafe, süre ve partikül büyüklüğü açısından değişkenlik göstermektedir. Çalışmaların çoğunda 0,2 MPa (169, 170, 175, 187), 0,35 MPa (63, 151, 173, 188) ve 0,4 MPa (170, 172, 174, 187) basınç kullanıldığı, 10 mm uzaklıktan (63, 151, 169, 170, 172, 174, 175, 178, 187), 10 sn süre ile (63, 169, 170, 172, 174, 175, 178, 187), bir çalışmada 15 mm uzaklıktan 5 sn (173), diğer bir çalışmada ise 15 sn süre (151) ile uygulandığı görülmektedir. Partikül boyutu ise 50-120 μm arasında değişmekle birlikte en çok 50 μm (151, 174, 175) ve 110 μm (169, 172, 173, 178) kullanıldığı görülmektedir (63, 151,

169, 170, 172-175, 178, 187, 188). Küçük (25 μm , 50 μm) veya daha büyük partiküllü (110 μm) air abrazyon uygulaması yapılan zirkonya yüzeyleri, oluşan farklı yüzey pürüzlülüğüne rağmen (143) mikromekanik retansiyon açısından önemli bir farklılık göstermemektedir (142, 189, 190). Daha büyük tanecik boyutu daha pürüzlü bir zirkonya yüzeyi oluştursa da (143), bağlanma dayanımı önemli ölçüde etkilenmemektedir (64, 142). 50 μm 'lik Al_2O_3 partikülleriyle yapılan air abrazyon aşındırmasının, daha yumuşak bir yüzey topografisi oluşturmaya rağmen, rezin simanlarla bağlanma dayanımında artış gösterdiği belirtilmektedir (76, 113, 144). Önceki çalışmalarda, zirkonya yüzeyinin mekanik olarak aşındırılması mikro retansiyonların oluşturulmasında ve adezyonun artırılmasında etkili olduğu bildirilmektedir (85, 137). Zirkonya yüzey pürüzlülüğünün artması sadece mikromekanik retansiyon için daha fazla bir yüzey alanı oluşturmakla kalmaz, aynı zamanda yüzey enerjisini ve dolayısıyla ıslanabilirliği ve adezyonu da artırır (85). 0,25 MPa'lık bir basınç altında 50 μm 'lik Al_2O_3 ile zirkonya aşınmasının bu amaç için etkili olduğu bildirilmektedir (80, 85). Bu nedenle çalışmamızda air abrazyon grubundaki zirkonya örnekler; yüzey alanlarını, yüzey enerjilerini, ıslanabilirliklerini ve dolayısıyla adezyonu da arttırmak amacıyla, ağız içi kumlama cihazıyla 50 μm 'lik Al_2O_3 kullanılarak 0,25 MPa'lık bir basınç altında 10 mm'lik mesafeden 15 sn süre ile aşındırıldı.

Son yıllarda CO_2 , Nd:YAG, Er:YAG, ve Erbiyum, Kromyum: Yttriyum Skandiyum Galyum Garnet (Er,Cr:YSGG) lazerler yüzey işlemlerinde kullanılmaktadır. Lazerlerin çıkış gücü, enerji yoğunluğu, atım süresi, atım sıklığı ve atım uzunluğu gibi enerji ayarları etkinliklerinde rol oynayan önemli parametrelerdir. Bu lazerlerin uygulanması birçok araştırmada (19, 83-86, 133, 151, 166, 171, 191-194) değerlendirilmiş olmakla birlikte, literatürde lazerle pürüzlendirmenin zirkonya üzerindeki etkinliği konusunda bir fikir birliği bulunmamaktadır. Erbiyum lazerler, mikro patlamalar ve buharlaşmadan oluşan 'ablasyon' adı verilen bir mekanizmayla, uygulandıkları yüzeyden partikülleri uzaklaştırırlar. Çalışma prensipleri; enerjinin hedef dokudaki su molekülleri tarafından emilmesi ve ani ısınma ile buharlaşmanın meydana gelmesidir. Yüksek buhar basıncı ile birlikte hacim genişmesi meydana gelmekte ve yüzeyde mikro patlamalar oluşarak mikromekanik retansiyona katkıda bulunabilecek kraterler ortaya çıkmaktadır (19). Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerin temel özellikleri ve dalga boyları birbirlerine yakındır (Er:YAG 2,94 nm, Er,Cr:YSGG 2,78 nm) ve bu nedenle uygulandıkları doku veya yüzeyde benzer etki gösterdikleri ileri sürülmektedir (195, 196). Er:YAG lazerde yaklaşık 600 °C'de, Er,Cr:YSGG lazerde ise yaklaşık 800 °C'de ablasyon tepkimesi meydana gelmektedir (196).

Birçok çalışmada air abrazyonun, CO₂ ve Er:YAG lazer uygulanmasından daha etkili yüzey pürüzlendirme yöntemi olduğu ve Y-TZP seramik yüzeylerinin CO₂ ve Er:YAG lazerlerle yüzey pürüzlülüğünün önemli ölçüde artmadığı gösterilmiştir (85, 150, 192). Demir ve ark (192), simantasyon öncesi mikromekanik retansiyonu sağlamak için, air abrazyon veya 400 mJ Er:YAG lazer enerjisinin kullanılabileceğini belirtmiştir; bununla birlikte, yüzey pürüzlülüğü değerlerinin, kontrol grubundan ve Er: YAG'ın farklı enerjilerinden (200, 300 ve 400 mJ) önemli ölçüde yüksek olması nedeniyle air abrazyonu en kullanışlı yüzey pürüzlendirme yöntemi olarak değerlendirmişlerdir. Cavalcanti ve ark (85), farklı Er:YAG lazer enerji yoğunluklarının Y-TZP'nin yüzey pürüzlülüğü ve morfolojik özellikleri üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında, daha yüksek lazer enerjilerinin (400 ve 600 mJ) zirkonyum yüzeylerinde aşırı bozulma oluşturduğu ve zirkonyum yüzeyler için yüzey işlemleri açısından uygun olmadığı sonucuna varmışlardır. 200 mJ, 10 Hz ve 5 sn süre ile uygulanan Er:YAG lazer ile elde edilen makaslama bağlanma dayanımlarının ise herhangi bir yüzey işlemi yapılmayan kontrol grubundan ve air abrazyon grubundan düşük olduğu olduğunu gösteren çalışmalar bulunmaktadır (85, 87). Çeşitli atım genişliklerine sahip Er:YAG lazerin, maksimum 300 mJ çıkış enerjisi kullanıldığı bir çalışmada, Y-TZP yüzeylerinde bir yüzey pürüzlendirme yöntemi olarak kabul etmek için yeterli pürüzlendirme oluşturmadığı da bulunmuştur (197). Ancak bu çalışmaların aksine, zirkonya yüzeylerinin CO₂ ve Er:YAG lazer uygulamalarının birçok çalışmada yüzey pürüzlülüğünü artırdığı (84, 138, 151, 171), 2W uygulanan Er:YAG lazerin air abrazyon uygulanan yüzeylerle benzer yüzey pürüzlülüğü elde edildiğinden (133), hatta daha düşük enerjide daha uzun süre (150 mJ, 10 Hz ve 20 sn) de uygulanan Er:YAG lazer ile elde edilen makaslama bağlanma dayanımının air abrazyondan yüksek olduğunu gösteren çalışmalar (131, 166, 177) bulunmasından dolayı air abrazyon uygulamasına alternatif olabileceği de gösterilmiştir (84, 138, 151). Er:YAG lazerin ablasyon sırasında, oluşturduğu ısıtma ve soğutma fazlarına bağlı yerel sıcaklık değişiklikleri materyale zarar veren iç gerilimlere neden olabilir. Y-TZP seramiklerinin mekanik özellikleri, faz dönüşümünü indükleyebilen sıcaklık değişikliklerinden olumsuz etkilenebilir (85). Lin ve ark (88), herhangi bir yüzey işlemi uygulamadıkları kontrol grubunu, 110 µm Al₂O₃ partiküllerini 10 mm uzaklıktan 0,2 MPa basınç ve 15 sn süre ile uyguladıkları air abrazyonu, 10 Hz frekans, orta kısa atım modunda atım genişliği 100 µs olan Er:YAG lazeri farklı sürelerde (5, 10, 15 sn) ve farklı enerji yoğunluğunda (100, 200 ve 300 mJ) olmak üzere 9 farklı grupta oluşturdukları zirkonya örneklerini SEM'de incelediklerinde; air abrazyonun yüzeyde belirgin bir kusur olmaksızın daha pürüzlü yüzeyler oluşturduğunu, lazer gruplarında ise yüzeyde genişlemiş kristal parçacıkları ve çukurlu bir yapının olduğu görülmüştür. Araştırmacılar, aynı çıkış

gücünde farklı sürelerde uygulanan Er:YAG lazerin uygulamalarının benzer görüntüler oluşturduğunu, farklı çıkış enerjilerinin (100, 200 ve 300 mJ) yüzeyde farklılıklara yol açtığını ve 300 mJ enerji verilen yüzeylerdeki çatlak ve kusurların kolayca tespit edilebildiği belirtilmektedirler. Bu nedenle, çalışmamızda en sık tercih edilen Er:YAG lazer kullanıldı, daha düşük bir güç ayarı seçildi ve yüzeylere sürekli su soğutması uygulandı. Çalışmalara baktığımızda pürüzlendirme amacıyla en çok kullanılan lazerin Er:YAG lazer olduğu ve literatürde lazerle pürüzlendirmenin zirkonya üzerindeki etkinliği konusunda bir fikir birliği bulunmaması nedeniyle çalışmamızda Er:YAG lazeri 2 W çıkış gücü, 10 Hz ve 50 µs atım süresi (çok kısa atım) ile 10 saniye uygulamayı seçtik.

Tamir sonrası restorasyonun ömrünü uzatmak için kombine (mekanik retansiyon ve kimyasal bağ oluşturma) yüzey işlemleri tercih edilmelidir (28, 29). Zirkonya altyapılı restorasyonlar için sınıf 2 atmalar; sınıf 2-1, zirkonya altyapının açığa çıkmadığı ve sınıf 2-2, zirkonya altyapının açığa çıktığı atmalar şeklinde sınıflandırılabilir. Bugüne kadar, sınıf 2-1 ve/veya sınıf 2-2 tip atma için kullanılan ticari olarak temin edilebilen çeşitli ağız içi tamir kitleri tanıtılmıştır (30). Tamir kitlerinin çoğu; asit, seramik primeri, adeziv rezin ve bir tamir kompozitinden oluşmaktadır. Tamir sistemi sıklıkla asit olarak fosforik asit ve/veya HF asidi, seramik primeri olarak silan ve/veya zirkonya primerini içermektedir. Primerler, indirekt restorasyonların adezyon prosedürlerinde önemli yere sahiptir (72). Özellikle MDP içeren primerlerin rezin siman ile seramik arasında kimyasal bağ oluşturduğu (74) ve bu kimyasal bağın, zirkonyanın hidroksil grupları ile MDP'nin fosfat ester monomerlerinin reaksiyonu ile gerçekleşmekte olduğu bildirilmektedir (69, 75). Çalışmamızda Cimara'da; kite ait aşındırma frezi ile pürüzlendirme işlemi yapıldı içeriğinde silan bulunan Cimara Haftsilan uygulandıktan sonra 2 dk süre ile kurumaya bırakılıp, içeriğinde Bis-GMA, UDMA, HEMA, TEGDMA, BHT, aseton, amin bulunan Cimara Adhesive yüzeye ince bir tabaka uygulanıp yüzeye hafif hava ile uygulanarak 20 sn ışıkla polimerize edildi. Bisco Intraoral Tamir Kiti'nde ise; yine kite ait porselen asidi (%9,5 HF asit) 90 sn boyunca uygulanıp yıkanıp kurutulduktan sonra, 30 sn boyunca içeriğinde karboksilik asit monomer (BPDM), HEMA, etanol, MDP bulunan Z Prime Plus uygulanmış ve havayla kurutulmuştur. Daha sonra da Bis-GMA, UDMA, TEGDMA içeren porselen bonding rezin uygulanmıştır. Çalışmamızda zirkonyanın makaslama bağlanma dayanımına farklı etkileri olabileceğinden, üretici firmanın önerdiği ve içeriğinde farklı pürüzlendirme ve primer kitlerinin bulunduğu iki farklı tamir kitini kullanılmayı tercih ettik.

Kompozit rezinler seramik kırıklarının tamiri için yaygın olarak kullanılmaktadır. Küçük bir parça eksikse, uygun renge sahip kompozit rezinler estetik görünüm ve manipülasyon kolaylığı için tercih edilen malzeme olmuştur (159). Fonksiyonel yüklerle dayanabilmek için,

tamir materyali ile restorasyon arasındaki bağı yeterince güçlü olması gerekmektedir. Bu bağı sağlayan tamir materyali, minimum termal genleşme katsayısına ve minimum polimerizasyon büzülmesine sahip olmalıdır. Kompozit rezinin tipi seramiğe olan bağlanma dayanımını da etkiler. Seramik ara yüzeyde daha büyük partikül boyutlu kompozit rezinler veya hibrit tip rezinler, mikro dolduruculu kompozit rezinlerden daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği ve daha az stres oluşturduğu (14, 198) ve bu nedenle tamir amacıyla, en uygun hibrit kompozit rezinlerin kullanımının olduğu belirtilmektedir (159, 199). Hibrit kompozit rezin kullanıldığında en aza indirilebilen aşınma ve yüzey değişiklikleri gibi problemler, mikro dolduruculu kompozit rezinler kullanıldığında daha fazladır. Özellikle yorulma yükünün fazla olduğu yerlerde hibrit kompozit rezinlerin kullanılması önerilir (159, 200). Biz de bu amaçla çalışmamızda nanohibrit bir kompozit rezin olan Clearfil Majesty Posterior (Kuraray, Tokyo, Japan) kullanılmıştır.

Yapay yaşlanma kullanımının, iki materyal arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirirken kullanılan standart bir prosedür olduğu varsayılır. Yapay yaşlanma in vitro çalışmanın, in vivo sonuçlarla karşılaştırılabilirliğini sağlayan önemli bir bölümünü oluşturur. Genellikle, dental materyaller oral fonksiyonlar sırasında mekanik, termal ve kimyasal streslere maruz kalır. In vitro çalışmalardaki termal siklus uygulamaları, dental materyallerin in vivo kullanıma uygunluklarını belirlemek için test etmenin en yaygın yoludur (159). Örneklerin termal döngüye maruz bırakılması, kompozit rezin ile metal veya seramik arasındaki suyun yayılmasını hızlandırır. Sıcaklığın değiştirilmesi, farklı termal genleşme katsayıları nedeniyle iki materyalin arayüzünde stres yaratır. Literatürlerde termal döngü uygulama süresiyle ilgili fikir birliği henüz yoktur ancak ISO standartlarına göre dental restorasyonlarda 500 termal döngü dental materyalleri yaşlandırmak için yeterli görülürken; 5000 termal döngünün metal-rezin adezyon testleri için yeterli olduğu gösterilmiştir (24, 141, 160). Bu nedenle çalışmamızda, örneklerin yaşlandırılması amacıyla 5 °C-55 °C arasında 5000 termal döngü uygulanmıştır.

Ağız içi pH; plaktaki organik aside, bakteriyel metabolizmaya, tükürük ve yeme içme alışkanlıklarına bağlı olarak değişir (201). Bu faktörler, tek tek veya toplu olarak materyaller arası arayüz bağlantı kaybına sebep olabilir. pH döngü modelleri, yapay çürük oluşumu ya da remineralizasyonu değerlendirmek amacıyla başarıyla kullanılmasına rağmen (202, 203), dental materyaller üzerindeki etkileri hakkında çok az şey bilinmektedir (136, 155, 156). Dolayısıyla, çalışmamızda ağız ortamını daha iyi taklit edebilmek, termal döngü ve pH döngüsü gibi farklı in vitro yapay yaşlandırma yöntemlerinin zirkonyum materyallerinin tamiri üzerinde farklı etkileri olabileceğinden, çalışmamızda ikinci bir yaşlandırma yöntemi olarak farklı

sürelerdeki remineralizasyon ve demineralizasyon döngüleriyle (204) pH döngüsünü uygulaması tercih edilmiştir.

Zirkonya kor ile üstyapı materyali arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirmek için sıklıkla makaslama bağlanma dayanımı testinin uygulandığı görülmektedir (63, 151, 169, 170, 172-175, 178). Ayrıca, bu testin avantajı, uygulanmasının kolay olması ve uygulanan kuvvetlerin bağlanma arayüzüne dik olmasıdır (173). Sık kullanılan ve kolay uygulanan bir test yöntemi olması açısından çalışmamızda makaslama bağlanma dayanımı test yöntemi tercih edilmiştir.

Çalışmamızda; tamir kitleri, yüzey işlemleri, yaşlandırma yöntemleri ve tamir kiti ile yüzey işlemleri arasında etkileşimin bulunduğu ($p<0,001$), kullanılan yaşlandırma yöntemleri ve uygulanan yüzey işlemlerine bakılmaksızın, toplamda tamir kitleri arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulunmuştur ($p<0,001$).

Yüzey işlemlerinden sonra, zirkonyum yüzey ile tamir kompoziti arasındaki bağlanma dayanımını arttırmak için yüzeyin MDP monomeri ile ıslatılması önerilmektedir (16, 25). Son dönemlerde yeni bir yaklaşım ise organofosfat (MDP) ve karboksilik asit monomeri içeren primer ajanlarını kullanmak olmuştur (80). MDP monomeri 3 fonksiyonel bileşkeden oluşmaktadır. Bunlar metakrilol, desil ve dihidrojen fosfattır (145, 146). Metakrilol gubu rezin siman içerisindeki matriks monomerleri ve primer içerisindeki MDP monomerlerini kopolimerize eder. Desil grubu, suyun hidrolizi azaltarak veya geciktirerek adeziv arayüzüne penetrasyonunu engeller. Dihidrojen fosfat grubu ise kimyasal olarak zirkonya ve metal oksitlere bağlanır (153). MDP içeren primerlerin kullanımının, öncesinde mekanik veya lazer uygulaması gibi bir yüzey işlemi gerektirmeden (87) kompozit rezin zirkonya bağlanma dayanımını arttırdığı (18, 36, 77, 134, 176) ve adezyon performansının, zirkonya restorasyonlarına uygulandığında silan bağlayıcı ajanıyla karşılaştırılabilir ve hatta üstün olduğu bildirilmiştir (134, 205). Zirkonya veya alümina gibi yüksek dayanımlı seramiklerin düşük silika içerikleri olduğundan silan bağlayıcı ajanlar etkili değildir. Fosforik asit veya MDP içeren primerlerin zirkonyaya olan bağlanmayı, silan içeren primerlerin ise silika içeren seramiklerle olan bağlanma dayanımını arttırdığı belirtilmektedir (77). Zirkonyanın silika içeriği (ağırlıkça %1'den az) feldspatik porselenin silika içeriğinden (ağırlıkça % 50-60) düşük olduğundan, alümina ve zirkonya seramik materyalleri feldspatik porselenler gibi silan bağlayıcı ajanlar ile etkili bir şekilde reaksiyona girmez (18). Bilinen bir silan olan 3-metakriloksipropiltrimetoksi silan (3MPTS), silika içeren seramik yüzey üzerinde etkili bir şekilde reaksiyona girerek rezine bağlanma dayanımını artırır, ancak zirkonya üzerinde tek başına kullanıldığında etkili bir bağlanma dayanımı sağlamaz (139). Çalışmamızda kullanılan

yaşlandırma yöntemleri ve uygulanan yüzey işlemlerine bakılmaksızın, toplamda Bisco Intraoral Tamir Kiti'nin makaslama bağlanma değerlerinin Cimara tamir kiti makaslama bağlanma değerlerinden istatistiksel olarak daha yüksek olduğu görülmüştür. Bunun çalışmamızda kullanılan tamir kitlerinin içeriğine bağlı olarak; Cimara tamir kitinde yer alan ve içeriğinde silan bulunan Cimara Haftsilan'ın silika içeriği düşük olan zirkonyaya etkili bir kimyasal bağlanma sağlayamaması; buna karşın Bisco Intraoral Tamir Kiti'nde bulunan ve içeriğinde karboksilik asit monomer (BPDm) ve MDP bulunan Z Prime Plus'ın ise fonksiyonel monomerleri sayesinde zirkonyaya etkili bir kimyasal bağlanma sağlayabilmesinden kaynaklandığı kanaatindeyiz.

Çalışmamızda kullanılan yaşlandırma yöntemleri ve uygulanan tamir kitlerine bakılmaksızın, toplamda yüzey işlemleri arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p < 0,001$). Yüzey işlemlerinden kontrol grubu ile air abrazyon grubu arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farka rastlanmazken ($p = 0,957$), diğer gruplar (kontrol grubu ile Er:YAG grubu ve air abrazyon grubu ile Er:YAG grubu) arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görülmüştür ($p < 0,001$).

Sofi ve ark (177); 15 Hz frekans, 200 mJ enerji, 3 W güçte ve 230 μ s atım süresi ile uyguladıkları Er:YAG lazeri, 25 μ m Al_2O_3 partiküllerini 3 mm uzaklıktan 30 psi basınç ve 10 sn süre ile uyguladıkları air abrazyonla kompozitlerin zirkonyaya olan makaslama bağlanma dayanımını karşılaştırmışlar ve yüzey işlemleri açısından Er:YAG lazer uyguladıkları grubun air abrazyondan istatistiksel olarak yüksek bağlanma değerleri gösterdiğini bulmuşlardır. Bu sonuçların çalışmamızdan farklı olmasını, uyguladıkları lazer ve air abrazyon parametrelerinin çalışmamızdan farklı olmasına bağlamaktayız. Çalışmamızla uyumlu olarak, Erdem ve ark (86) tarafından yapılan başka bir çalışmada, 2 W, 10 Hz frekans, 200 mJ enerjide Er:YAG lazer uygulaması ile elde edilen bağlanma dayanımı değerleri, Al_2O_3 partiküllerinin 110 μ m büyüklüğünde 10 mm uzaklıktan 2,8 bar basınç ve 13 sn süre ile uygulandığı air abrazyon uygulaması ile elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinden daha düşük ve herhangi bir pürüzlendirme işlemi yapılmayan kontrol grubuyla benzer olduğu görülmüştür. Araştırmacılar Er:YAG lazerin bağlanma dayanımına bu olumsuz etkisinin, lazerin köpük benzeri kabarcıklı bir görünüm ve mikro çatlaklar oluşturması, oluşturduğu ısıyla zirkonya yüzeyinin hasar görmesine bağlı olduğunu düşünmektedir (86). Yine çalışmamızla uyumlu olarak Cavalcanti ve ark (85), 53 μ m Al_2O_3 partiküllerini 10 mm uzaklıktan 2,5 bar basınç ve 15 sn süre ile uyguladıkları air abrazyonun bağlanma dayanımını, atım tekrarlama oranı 10 pps (pulse per second-saniyedeki atım) ve 200 mJ enerji yoğunluğu ile uyguladıkları Er:YAG lazerin

bağlanma dayanımından yüksek bulmuşlardır. Arami ve ark (84). 50 μm Al_2O_3 partiküllerini 10 mm uzaklıktan 2,8 bar basınç ve 10 sn süre ile uyguladıkları air abrazyonun makaslama bağlanma dayanımı değerlerini, 2 W güçte (5.85 J/cm^2 enerji yoğunluğunda) 10 sn süre ile uyguladıkları Er:YAG lazerden çalışmamızla benzer olarak istatistiksel olarak yüksek bulmuşlardır. Lin ve ark (88), herhangi bir yüzey işlemi uygulamadıkları kontrol grubunu, 110 μm Al_2O_3 partiküllerini 10 mm uzaklıktan 0,2 MPa basınç ve 15 sn süre ile uyguladıkları air abrazyonu, 10 Hz frekans, atım genişliği 100 μs olan orta kısa atım modunda Er:YAG lazeri farklı sürelerde (5, 10, 15 sn) ve farklı enerji yoğunluğunda (100, 200 ve 300 mJ) olmak üzere 9 farklı grupta bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlar ve aralarında istatistiksel olarak fark bulunmayan diğer gruplardan, air abrazyon grubunun bağlanma dayanımını istatistiksel olarak daha yüksek bulmuşlardır.

Çalışmamızdaki kontrol grupları kullanılan tamir kitlerine göre farklılık göstermekte olup, üretici firmanın tavsiyelerine uyularak ilave yüzey işlemi uygulanmamıştır. Çalışmamızdaki kontrol gruplarında ilgili tamir kitlerinde bulunan ve üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda uygulanan Cimara'da SiC aşındırma frezi, Bisco Intraoral Tamir Kiti'nde ise %9,5'lük HF asit 90 sn süre ile uygulanmıştır. Bu açıdan diğer çalışmalarda herhangi bir işlem yapılmayan kontrol grupları ile çalışmamızdaki kontrol gruplarının kıyaslanması doğru bir yaklaşım olmayacaktır.

Çalışmada uygulanan yüzey işlemleri ve kullanılan tamir kitlerine bakılmaksızın, toplamda yaşlandırma yöntemleri arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p < 0,001$). pH döngüsü uygulanan gruplarda makaslama bağlanma dayanımlarının termal döngü uygulanan gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu görülmüştür ($p < 0,001$). Her iki tamir kiti (Cimara tamir kiti ve Bisco Intraoral Tamir Kiti) ve yüzey işlemleri (kontrol grubu, air abrazyon ve Er:YAG lazer) için de, yaşlandırma yöntemlerinden pH döngüsünün, bağlanma dayanımı değerlerine termal döngüden daha olumsuz etkilediği görülmektedir.

Zirkonyaya adezyon başarısı; yüksek sıcaklık ve nem mevcudiyetinin bir sonucu olarak tetragonalden monoklinik kristalografik faza dönüşmesi ile zirkonya birincil stabilitesinin kaybı (206, 207), kompozit materyalin polimerizasyon sırasında hacimce %1,5-3 büzülme göstermesi (208), seramik ve/veya kompozit materyalleri arasındaki termal genleşme farklılıkları (176, 209) gibi farklı faktörlere bağlıdır. Ağız ortamında, döngüsel yorgunluk yüklemesi, termal döngü ve düşük sıcaklık bozunumu ile tetragonal faz kısmen monoklinik faza dönüştürülebilir ve zirkonya yapısındaki bazı değişiklikler rezin bazlı materyallere bağlanmasını etkileyebilir (17).

İn vitro çalışmalar için, farklı sıcaklıklarda termal döngü veya sabit sıcaklıklar altında uzun süreli suda bekletme yöntemleri, makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmek için sıklıkla kullanılan tekniklerdir. Sıcaklık değişiklikleri dental restorasyonların bağlanma dayanımında önemli bir rol oynar. Ağız içi termal değişiklikler, günlük olarak değişen yeme, içme ve nefes alma olaylarından kaynaklanır (210, 211). Bağlanma arayüzünde polimerizasyon reaksiyonu sonrası daha yüksek bağlanma dayanımları oluşurken, termal stresin oluşturduğu hacimsel değişiklikler çatlaklara ve daha düşük bağlanma dayanımlarına neden olabilir (57, 212).

Su, herhangi bir polimerik malzemenin rezin matrisi (149, 152) ve bağlanma arayüzleri (148, 213) boyunca yayılabildiğinden, sadece rezin simanı değil, aynı zamanda rezin-substrat bağlarını da hidroliz sonucu bozunmaya uğratmaktadır (154). Su, adeziv arayüzünde rezin matrisin ve kimyasal bağların bozulmasına neden olarak makaslama bağlanma dayanımlarını ve başarısızlık şekillerini etkileyebilir (148, 153, 214). Rezin matrisin su emme mekanizmasını açıklayan iki ana teori bulunmaktadır. Serbest hacimsel teori; moleküllerin diğer polar moleküllere, gerçek bir bağlanma olmaksızın mikro boşluklar, yapısal kusurlar veya dolgu matris arayüzleri boyunca materyal içinde yayıldığını belirtirken (156), etkileşim teorisi ise; su moleküllerinin polimer zincirdeki özel iyonik gruplarla hidrojen bağları oluşturduğunu belirtir (215). Hidroliz oranı; kimyasal bağ türü, pH, sıcaklık ve su alımı gibi birçok faktörden etkilenir (153). pH, özellikle kataliz yoluyla hidroliz hızlarını, adeziv monomerler ve substrat arasındaki reaksiyonu önemli ölçüde etkileyebilir (149, 154). Ağız ortamında asidik bir ortam; asidik yiyecek ve içecekler (yani, sitrik, laktik ve asetik asitler) (161), mide asidinin kusulması (162) ve debristeki bakteriyel ayrışması ile oluşturulabilir (163). Alkali ortamlar ise; alkali yiyecek veya içeceklerin (yani soda ve soya sütü) alınması ve gargara, diş macunu gibi ağız bakım ürünleri kullanılarak oluşturulabilir (153). Ağız ortamındaki ne asitli ne de alkali maddeler, etkili oral hijyen yöntemleri alınana kadar tamamen uzaklaştırılabilir, çünkü artık asidik ya da alkali maddeler diş, restorasyonlara, plaklara veya diş taşına yapışır ve dolayısıyla dental pH'ı etkiler (216). Asidik ya da alkali çözelti, restorasyon bağlantı arayüzlerine nüfuz ettikten sonra, geleneksel oral hijyen yöntemleri kullanılarak çıkarılması zordur. Bu nedenle, asit ya da alkali maruziyeti beklenenden çok daha sık görülür (153). Tan ve ark (153); asidik ortamların, MDP içeren rezin siman kullanılarak titanyum alaşımı ve zirkonya seramik arasındaki makaslama bağlanma dayanımı üzerinde zamana bağlı olumsuz etki oluşturduğunu, alkali ve nötr ortamın ise bağlanma dayanımı üzerinde çok az etkisi olduğunu göstermişlerdir. Xie ve ark (157) asidik ortamlarda Zr-O-P kovalent bağının hidrolizinin hızlandırabildiğini, alkali ortamın ise MDP ve zirkonya arasındaki koordinasyonu arttırdığını, buna bağlı olarak da MDP zirkonya bağlanma

dayanımını arttırdığını göstermiştir. Prakki ve ark (164), asidik ortamın rezin siman üzerindeki olumsuz etkisinin yavaş etkili olduğunu kanıtlamıştır. Ayrıca, alkali ön koşullandırmanın, oksit yüzeyindeki OH⁻ iyonlarının miktarını arttırarak, MDP ve metal oksit arasındaki bağlanma dayanımını arttırabildiği belirtilmektedir (153, 158). Aynı zamanda, Cilli ve ark (154), yüksek alkalın ortamının dental kompozit rezinin hızlandırılmış bozulmasına neden olabileceğini kanıtlamıştır.

Çalışmamızda, oluşturduğumuz demineralizasyon (pH=4,7) ve remineralizasyon solüsyonları (pH=7) vasıtasıyla ağız ortamındaki pH dalgalanmaları ve termal döngü ile de ağız ortamındaki sıcaklık değişimleri taklit edilmeye çalışılmıştır. Çalışmamızda öncesinde yaşlandırma yapılmamış bir grubun olmamasından dolayı, bu çalışmada uygulanmış olan termal döngünün etkisini diğer çalışmalarla karşılaştırmak doğru bir yaklaşım olmayacaktır. Aynı zamanda çalışmamızda pH döngüsünün etkisini diğer çalışmalarla karşılaştırmak, bu konu ile ilgili mevcut bir çalışma olmamasından dolayı mümkün değildir. Bizim çalışmamızda pH döngüsü uygulanan gruplarda makaslama bağlanma dayanımlarının termal döngü uygulanan gruplardan tüm yüzey işlemlerinde ve her iki tamir kiti içinde istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olması; demineralizasyon solüsyonunun oluşturduğu asidik ortamın zirkonya ve primerler arasındaki kovalent bağ hidrolizini hızlandırmış olabileceğini, bununla birlikte sonrasında uygulanan remineralizasyon solüsyonunun oluşturduğu alkali ortamın, oksit yüzeyindeki OH⁻ iyon konsantrasyonunu yeterince arttıramamış olabilmesi sebebiyle solüsyonun demineralizasyon kadar etkili olamamasını ve böylelikle pH döngüsünün zirkonya bağlanma dayanımları üzerinde termal döngüden daha agresif bir tutum sergilemiş olabileceğini düşündürmektedir.

Çalışmamızda yaşlandırma yöntemlerine bakılmaksızın tamir kitlerine göre yüzey işlemleri karşılaştırıldığında, her iki tamir kiti (Cimara tamir kiti ve Bisco Intraoral Tamir Kiti) için de yüzey işlemleri (kontrol grubu, air abrazyon grubu ve Er:YAG grubu) arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır (p<0,001). Uygulanan yüzey işlemleri her iki tamir kiti açısından aynı etkiyi yaratmadı (F = 54,688; p<0,001). Cimara tamir kiti açısından yüzey işlemlerinden kontrol grubu, air abrazyon grubundan daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterirken; Bisco Intraoral Tamir Kiti açısından air abrazyon grubu kontrol grubundan daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdi. Her iki tamir kiti açısından Er:YAG grubu en düşük bağlanma dayanımı değerlerini gösterdi. Çalışmamızdaki kontrol gruplarında Cimara'da üretici firmanın tavsiyeleriyle uyumlu olarak SiC aşındırma frezi, Bisco Intraoral Tamir Kiti'nde ise %9,5 HF asit 90 sn süre ile

uygulandı. Bu nedenle sonuçlarımız SiC aşındırma frezinin (23, 31) ve HF asidin (167, 217) air abrazyon ve Er:YAG lazer ile birlikte kullanıldığı çalışmalarla karşılaştırıldı.

Uzun ve ark (31), SiC aşındırma frezini kullandıkları zirkonya örneklerinin kontrol grubunun makaslama bağlanma dayanımını, 50 μm Al_2O_3 partiküllerini 10 mm uzaklıktan 2,8 bar basınç ve 15 sn süre ile uyguladıkları air abrazyonun makaslama bağlanma dayanımından istatistiksel olarak yüksek ve air abrazyon grubunun makaslama bağlanma dayanımını da 400 μm çapında safir uçla 2 W güçte (200 mJ/atım, 10 Hz) 75 μ saniyelik bir atım uzunluğu ile 10 saniye uyguladıkları Er:YAG lazerin makaslama bağlanma dayanımından istatistiksel olarak yüksek bulmuşlardır. Bulgularımız Uzun ve ark (31) çalışmasıyla uyumludur. Libeck ve ark (23), cilalı zirkonya yüzeyi (kontrol grubu), 50 μm Al_2O_3 partiküllerini 10 mm uzaklıktan 0,1 MPa basınç ve 15 sn süre ile uyguladıkları air abrazyon ve SiC aşındırma frezi uygulanmış zirkonya yüzeylerine olan gerilim bağlanma dayanımını 3 gün suda beklettikten sonra karşılaştırdıklarında, air abrazyon uygulanan grubun bağlanma dayanımlarının SiC aşındırma frezi uygulanmış gruptan yüksek olduğunu, ancak 150 gün suda bekletip ardından 37.500 termal döngü uygulayıp yaşlandırma sonrası değerlendirdiklerinde air abrazyon uygulanan grubunun bağlanma dayanımlarının SiC aşındırma frezi uygulanmış grup ile benzer olduğunu ve yaşlandırma sonrası bağlanma dayanımında en fazla azalmanın SiC aşındırma frezi ile olan grupta olduğunu bildirmişlerdir. Libeck ve ark (23)'nın bulgularından farklı olarak, çalışmamızda SiC aşındırma frezi kullanılan gruptaki bağlanma dayanımlarının air abrazyon grubundan yüksek oluşunu daha az süreyle (6 ay pH döngüsü ya da 5000 termal döngü) yaşlandırma yapmış olmamıza bağlamaktayız.

Altan ve ark (167), Y-TZP zirkonya örneklerine 60 sn süre ile uyguladıkları %9,5 luk HF asidin, 50 μm Al_2O_3 partiküllerini 10 mm uzaklıktan 2 bar basınç ve 15 sn süre ile uyguladıkları air abrazyonun ve 4 W çıkış gücü 10 Hz frekans, 400 mJ enerji, 100 μs atım süresi ile uyguladıkları Er:YAG lazerin bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlar ve çalışmamızla uyumlu olarak air abrazyonun Er:YAG lazer ve HF asitten daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı gösterdiğini, buna karşın Er:YAG lazer ve HF asit arasında istatistiksel olarak fark bulunmadığını göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda Er:YAG lazer ve HF asit grupları arasında fark olmasını, bu çalışmadan farklı olarak daha uzun (90 sn) süre ile HF asit uygulamış olmamıza bağlamaktayız. Yassaei ve ark (217), iki farklı güçte (1 W, 20 Hz frekans, 50 mJ enerjide ve 416 mJ/cm² enerji yoğunluğunda 60 sn ve 2 W, 20 Hz frekans, 100 mJ enerjide ve 832 mJ/cm² enerji yoğunluğunda 60 sn) uyguladıkları Er:YAG lazeri, 110 μm 'lik Al_2O_3 partiküllerini 80 psi basınçla 4 sn süre ile uyguladıkları air abrazyonu, 2 dk süre ile uyguladıkları %9,6'lık HF asit ile karşılaştırmışlar ve en yüksek bağlanma dayanımını air

abrazyonla elde ederken, en düşük bağlanma dayanımını aralarında istatistiksel fark bulunmayan 1 W ve 2 W güçte uyguladıkları Er:YAG lazer grubunda elde etmişlerdir. Çalışma sonuçlarımız Yassaei ve ark (217) çalışmasıyla uyumludur.

Çalışmamızda tüm örnekler adeziv başarısızlık göstermiştir. Bu da zirkonya rezin kombinasyonunda en zayıf noktanın arayüz bölgesi olduğunu düşündürmektedir. Tan ve ark (153), asidik ortamların, MDP içeren rezin siman ve titanyum alaşımı arasındaki adeziv başarısızlık ile ilişkili olabileceğini belirtmektedir. Bu bulgumuz deney gruplarında %100 adeziv başarısızlık gösteren diğer çalışmalarla da uyumludur (16, 31, 133, 135, 176).

Sonuç olarak çalışmamızda, Y-TZP seramiklerinin tamirinde yüzey işlemlerinden, kullanılan tamir kitine bağlı olarak SiC aşındırma frezinin kullanıldığı ya da air abrazyon uygulamasının yapıldığı gruplarda tamir bağlanma dayanımlarının, yine tamir kitine bağlı olarak kullanılan HF asit ve Er:YAG lazer uygulanan gruplardan yüksek olduğu; içeriğinde organik asit ve silan bulunan primer yerine, içeriğinde karboksilik asit monomer (BPDM) ve MDP bulunan primerler kullanıldığında daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edildiği; kullanılan materyal ve uygulanan yüzey işlemlerinin tümünde yaşlandırma yöntemlerinden pH döngüsünün uygulandığı gruplarda tamir bağlanma dayanımlarının termal döngü uygulanan gruplardan düşük olduğu görülmüştür. Y-TZP seramiklerinin tamir başarısını artırmak için hem pürüzlendirme amaçlı kullanılan yüzey işlemlerini doğru parametrelerde kullanmak, hem de karboksilik asit monomer (BPDM) ve MDP içeren primerleri tercih etmenin doğru bir yaklaşım olacağı, ancak özellikle ağız içi pH dalgalanmalarına karşı mikromekanik ve kimyasal uygulamaların etkinliğinin incelenmesi için çalışmaların gerekli olduğu düşünülebilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda üç farklı yüzey işlemi (kontrol grubu, air abrazyon ve Er:YAG lazer) uygulanarak iki farklı tamir kiti (Cimara ve Bisco Intraoral Tamir Kiti) ile tamir edilen ve farklı yaşlandırma yöntemleri (pH döngüsü ve termal döngü) ile yaşlandırılan Y-TZP seramiklerinin makaslama bağlanma dayanımları değerlendirilmiş ve şu sonuçlara varılmıştır:

- Yaşlandırma yöntemleri, yüzey işlemleri ve tamir kitleri arasındaki etkileşim açısından istatistiksel olarak anlamlı farka rastlanmıştır ($F=109,168$; $p<0,001$). Etkileşimlerin karşılaştırmalarına göre tamir kiti ile yaşlandırma yöntemi arasında etkileşimin olmadığı ($F=0,013$; $p=0,910$), yaşlandırma yöntemi ile yüzey işlemleri arasında etkileşimin olmadığı ($F=2,020$; $p=0,137$), benzer şekilde tamir kiti, yüzey işlemleri ve yaşlandırma yöntemi arasında etkileşimin olmadığı ($F=0,871$; $p=0,421$); diğer yandan tamir kiti ile yüzey işlemleri arasında etkileşimin olduğu sonucuna varılmıştır ($F=54,688$; $p<0,001$).
- Yaşlandırma yöntemleri ve uygulanan yüzey işlemlerine bakılmaksızın, toplamda tamir kitleri arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,001$).
- Yaşlandırma yöntemleri ve uygulanan tamir kitlerine bakılmaksızın, toplamda yüzey işlemleri arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,001$).
- Yüzey işlemlerinden kontrol grubu ile air abrazyon grubu arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farka rastlanmazken ($p=0,957$); diğer gruplar (kontrol grubu ile Er:YAG grubu ve air abrazyon grubu ile Er:YAG grubu) arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,001$).
- Yüzey işlemleri ve kullanılan tamir kitlerine bakılmaksızın, toplamda yaşlandırma yöntemleri arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,001$).
- Yaşlandırma yöntemlerine göre tamir kitleri karşılaştırıldığında, her iki tamir kiti (Cimara tamir kiti ve Bisco Intraoral Tamir Kiti) için de yaşlandırma yöntemleri (termal döngü ve pH döngüsü) arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,001$).

- Tamir kitlerine göre yüzey işlemleri karşılaştırıldığında, her iki tamir kiti (Cimara tamir kiti ve Bisco Intraoral Tamir Kiti) için de yüzey işlemleri (kontrol grubu, air abrazyon grubu ve Er:YAG grubu) arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,001$).
- Her iki tamir kiti (Cimara tamir kiti ve Bisco Intraoral Tamir Kiti) açısından yüzey işlemlerinden kontrol grubu ile air abrazyon grubu arasında, kontrol grubu ile Er:YAG grubu arasında ve air abrazyon grubu ile Er:YAG grubu arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,001$). Cimara tamir kitinde kontrol grubu, air abrazyon grubu makaslama bağlanma değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek iken; Bisco Intraoral Tamir Kiti'nde kontrol grubu, air abrazyon grubu makaslama bağlanma değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür ($p<0,001$).
- Yaşlandırma yöntemlerine göre yüzey işlemleri karşılaştırıldığında, her iki yaşlandırma yöntemi (termal döngü ve pH döngüsü) için de yüzey işlemleri (kontrol grubu, air abrazyon grubu ve Er:YAG grubu) arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,001$).
- Her iki yaşlandırma yöntemi (termal döngü ve pH döngüsü) açısından yüzey işlemlerinden kontrol grubu ile air abrazyon grubu arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farka rastlanmazken, kontrol grubu ile Er:YAG grubu arasında ve air abrazyon grubu ile Er:YAG grubu arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,001$).
- Tüm deney gruplarında örneklerin adeziv başarısızlık gösterdiği görülmüştür.

Zirkonya seramik restorasyonların tamir başarısını değerlendirmek için, kullanılan tamir kitlerinin kimyasal ve mekanik işlem basamakları kombinasyonlarının yapılması yönünde ilave çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Meyenberg KH. Modified porcelain-fused-to-metal restorations and porcelain laminates for anterior aesthetics. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1995;7(7):33-44.
2. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1996;7(2):134-43.
3. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*. 2004;48(2):viii, 513-30.
4. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent*. 2010;13(4):195-203.
5. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007;98(5):389-404.
6. Moffa JP. Porcelain materials. *Adv Dent Res*. 1988;2(1):3-6, 8-11.
7. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*. 2004;20(5):449-56.
8. Lee YK, Cha HS, Ahn JS. Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *J Prosthet Dent*. 2007;97(5):279-86.
9. Coornaert J, Adriaens P, De Boever J. Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. *J Prosthet Dent*. 1984;51(3):338-42.
10. Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*. 2001;14(6):504-9.
11. Vult von 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(3):180-7.
12. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P, Franz Hammerle CH. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int*. 2006;37(9):685-93.
13. Zhukovsky L, Godder B, Settembrini L, Scherer W. Repairing porcelain restorations intraorally: techniques and materials. *Compend Contin Educ Dent*. 1996;17(1):18, 20, 2 passim; quiz 30.
14. Gregory WA, Moss SM. Effects of heterogeneous layers of composite and time on composite repair of porcelain. *Oper Dent*. 1990;15(1):18-22.

15. Kelsey WP, 3rd, Latta MA, Stanislav CM, Shaddy RS. Comparison of composite resin-to-porcelain bond strength with three adhesives. *Gen Dent.* 2000;48(4):418-21.
16. Çınar S, Kırmalı Ö. Repair bond strength of composite resin to zirconia restorations after different thermal cycles. *The journal of advanced prosthodontics.* 2019;11(5):297-304.
17. Galvao Ribeiro BR, Galvao Rabelo Caldas MR, Almeida AA, Jr., Fonseca RG, Adabo GL. Effect of surface treatments on repair with composite resin of a partially monoclinic phase transformed yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *J Prosthet Dent.* 2018;119(2):286-91.
18. Han IH, Kang DW, Chung CH, Choe HC, Son MK. Effect of various intraoral repair systems on the shear bond strength of composite resin to zirconia. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(3):248-55.
19. Kirmali O, Barutçigil C, Ozarslan MM, Barutçigil K, Harorli OT. Repair bond strength of composite resin to sandblasted and laser irradiated Y-TZP ceramic surfaces. *Scanning.* 2015;37(3):186-92.
20. Kirmali O, Kapdan A, Harorli OT, Barutçigil C, Ozarslan MM. Efficacy of ceramic repair material on the bond strength of composite resin to zirconia ceramic. *Acta Odontol Scand.* 2015;73(1):28-32.
21. Kocaagaoglu HH, Gurbulak A. An assessment of shear bond strength between ceramic repair systems and different ceramic infrastructures. *Scanning.* 2015;37(4):300-5.
22. Lee SJ, Cheong CW, Wright RF, Chang BM. Bond strength of the porcelain repair system to all-ceramic copings and porcelain. *J Prosthodont.* 2014;23(2):112-6.
23. Libeck W, Elsayed A, Lehmann F, Kern M. Efficacy of Different Surface Treatments for Intraoral Repair of Veneered Zirconia Frameworks. *J Adhes Dent.* 2017;19(4):323-9.
24. Ozcan M, Valandro LF, Pereira SM, Amaral R, Bottino MA, Pekkan G. Effect of surface conditioning modalities on the repair bond strength of resin composite to the zirconia core / veneering ceramic complex. *J Adhes Dent.* 2013;15(3):207-10.
25. Seabra B, Arantes-Oliveira S, Portugal J. Influence of multimode universal adhesives and zirconia primer application techniques on zirconia repair. *J Prosthet Dent.* 2014;112(2):182-7.
26. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Oper Dent.* 1998;23(5):250-7.
27. Knight JS, Holmes JR, Bradford H, Lawson C. Shear bond strengths of composite bonded to porcelain using porcelain repair systems. *Am J Dent.* 2003;16(4):252-4.
28. Shahverdi S, Canay S, Sahin E, Bilge A. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *J Oral Rehabil.* 1998;25(9):699-705.

29. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent*. 1994;72(4):355-9.
30. Agingu C, Zhang C-y, Jiang N-w, Cheng H, Özcan M, Yu H. Intraoral repair of chipped or fractured veneered zirconia crowns and fixed dental prosthesis: clinical guidelines based on literature review. *Journal of Adhesion Science and Technology*. 2018;32(15):1711-23.
31. Uzun İH, Malkoç MA, Polat NT, Öğreten AT. The effect of repair protocols on shear bond strength to zirconia and veneering porcelain. *Journal of Adhesion Science and Technology*. 2016;30(16):1741-53.
32. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.
33. Çelik M, Bural C, Bayrakdar G. Diş Hekimliğinde Zirkonya Uygulamaları. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg Supplement*: 8 2014:106-16.
34. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*. 2002;18(8):590-5.
35. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater*. 2008;24(3):289-98.
36. Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*. 2006;22(2):195-200.
37. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*. 1989;23(1):45-61.
38. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*. 1999;15(6):426-33.
39. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials*. 2004;25(11):2153-60.
40. Lin J-D, Duh J-G. Fracture toughness and hardness of ceria-and yttria-doped tetragonal zirconia ceramics. *Materials Chemistry and Physics*. 2003;78(1):253-61.
41. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*. 1999;82(8):2150-4.

42. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater.* 2005;21(5):476-82.
43. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24(3):299-307.
44. Jeong SM, Ludwig K, Kern M. Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post-and-core restorations. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):154-8.
45. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):438-45.
46. Theunissen G, Bouma J, Winnubst A, Burggraaf A. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *Journal of materials science.* 1992;27(16):4429-38.
47. Varol M, Güncü MB, Aktaş G, Canay MŞ. Diş hekimliği pratiğinde zirkonyum ve uygulamalarına panoramik bakış. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2016;26(3):534-41.
48. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):viii, 531-44.
49. Karakoca S, Yılmaz H. Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2006(Supplement 1):36-44.
50. Mehta D, Shetty R. Bonding to zirconia: elucidating the confusion. *Int Dent SA.* 2010;12(2):46-52.
51. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials.* 1999;20(4):371-6.
52. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent.* 1992;68(2):322-6.
53. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(6):793-8.
54. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;86(5):520-5.
55. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):557-62.

56. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torriceni P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2002;17(6).
57. Tzanakakis EG, Tzoutzas IG, Koidis PT. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2016;115(1):9-19.
58. Papia E, Larsson C, du Toit M, Vult von Steyern P. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2014;102(2):395-413.
59. Dutra D, Pereira G, Kantorski KZ, Exterkate R, Kleverlaan CJ, Valandro LF, Zanatta FB. Grinding With Diamond Burs and Hydrothermal Aging of a Y-TZP Material: Effect on the Material Surface Characteristics and Bacterial Adhesion. *Oper Dent*. 2017;42(6):669-78.
60. Curran P, Cattani-Lorente M, Anselm Wiskott HW, Durual S, Scherrer SS. Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials. *Dent Mater*. 2017;33(3):294-308.
61. Canneto JJ, Cattani-Lorente M, Durual S, Wiskott AH, Scherrer SS. Grinding damage assessment on four high-strength ceramics. *Dent Mater*. 2016;32(2):171-82.
62. Lundberg K, Wu L, Papia E. The effect of grinding and/or airborne-particle abrasion on the bond strength between zirconia and veneering porcelain: a systematic review. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2017;3(1):8-20.
63. Korkmaz FM, Bagis B, Turgut S, Ates SM, Ayaz EA. Effect of surface treatments on the bond strength of veneering ceramic to zirconia. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2015;13(1):17-27.
64. Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater*. 2006;22(3):283-90.
65. Moravej-Salehi E, Moravej-Salehi E, Valian A. Surface topography and bond strengths of feldspathic porcelain prepared using various sandblasting pressures. *J Investig Clin Dent*. 2016;7(4):347-54.
66. Karakoca S, Yilmaz H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009;91(2):930-7.
67. Kitayama S, Nikaido T, Maruoka R, Zhu L, Ikeda M, Watanabe A, Foxton RM, Miura H, Tagami J. Effect of an internal coating technique on tensile bond strengths of resin cements to zirconia ceramics. *Dent Mater J*. 2009;28(4):446-53.

68. Moon JE, Kim SH, Lee JB, Ha SR, Choi YS. The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. *Dent Mater.* 2011;27(7):651-63.
69. Khan AA, Al Kheraif AA, Jamaluddin S, Elsharawy M, Divakar DD. Recent Trends in Surface Treatment Methods for Bonding Composite Cement to Zirconia: A Reveiw. *J Adhes Dent.* 2017;19(1):7-19.
70. Jiang T, Chen C, Lv P. Selective infiltrated etching to surface treat zirconia using a modified glass agent. *J Adhes Dent.* 2014;16(6):553-7.
71. Casucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, Ferrari M. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent.* 2009;37(11):891-7.
72. Amaral M, Belli R, Cesar PF, Valandro LF, Petschelt A, Lohbauer U. The potential of novel primers and universal adhesives to bond to zirconia. *J Dent.* 2014;42(1):90-8.
73. Yun JY, Ha SR, Lee JB, Kim SH. Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic. *Dent Mater.* 2010;26(7):650-8.
74. Dias de Souza GM, Thompson VP, Braga RR. Effect of metal primers on microtensile bond strength between zirconia and resin cements. *J Prosthet Dent.* 2011;105(5):296-303.
75. Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 2011;55(2):311-32, ix.
76. Blatz MB, Phark JH, Ozer F, Mante FK, Saleh N, Bergler M, Sadan A. In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clin Oral Investig.* 2010;14(2):187-92.
77. Kitayama S, Nikaido T, Takahashi R, Zhu L, Ikeda M, Foxton RM, Sadr A, Tagami J. Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. *Dent Mater.* 2010;26(5):426-32.
78. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater.* 2011;27(1):71-82.
79. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dent Mater.* 2018;34(1):13-28.
80. Magne P, Paranhos MP, Burnett LH, Jr. New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dent Mater.* 2010;26(4):345-52.
81. Kara HB, Ozturk AN, Aykent F, Koc O, Ozturk B. The effect of different surface treatments on roughness and bond strength in low fusing ceramics. *Lasers Med Sci.* 2011;26(5):599-604.

82. Gokce B, Ozpinar B, Dundar M, Comlekoglu E, Sen BH, Gungor MA. Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent*. 2007;32(2):173-8.
83. Akyil MS, Yilmaz A, Bayindir F, Duymus ZY. Microtensile bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Photomed Laser Surg*. 2011;29(3):197-203.
84. Arami S, Tabatabae MH, Namdar SF, Chiniforush N. Effects of different lasers and particle abrasion on surface characteristics of zirconia ceramics. *J Dent (Tehran)*. 2014;11(2):233-41.
85. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent*. 2009;34(3):280-7.
86. Erdem A, Akar GC, Erdem A, Kose T. Effects of different surface treatments on bond strength between resin cements and zirconia ceramics. *Oper Dent*. 2014;39(3):E118-27.
87. Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L, Watson TF. Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont*. 2011;20(2):84-92.
88. Lin Y, Song X, Chen Y, Zhu Q, Zhang W. Effect of Er:YAG laser irradiation on bonding property of zirconia ceramics to resin cement. *Photomed Laser Surg*. 2013;31(12):619-25.
89. Noda M, Okuda Y, Tsuruki J, Minesaki Y, Takenouchi Y, Ban S. Surface damages of zirconia by Nd:YAG dental laser irradiation. *Dent Mater J*. 2010;29(5):536-41.
90. Aboushelib MN. Evaluation of zirconia/resin bond strength and interface quality using a new technique. *J Adhes Dent*. 2011;13(3):255-60.
91. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bonding to zirconia using a new surface treatment. *J Prosthodont*. 2010;19(5):340-6.
92. Han GJ, Kim JH, Cho BH, Oh KH, Jeong JJ. Promotion of resin bonding to dental zirconia ceramic using plasma deposition of tetramethylsilane and benzene. *Eur J Oral Sci*. 2017;125(1):81-7.
93. Lee MH, Min BK, Son JS, Kwon TY. Influence of Different Post-Plasma Treatment Storage Conditions on the Shear Bond Strength of Veneering Porcelain to Zirconia. *Materials (Basel)*. 2016;9(1).
94. Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 5-year retrospective study of survival of zirconia single crowns fitted in a private clinical setting. *J Dent*. 2012;40(6):527-30.
95. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2007;20(4):383-8.

96. Schmitt J, Goellner M, Lohbauer U, Wichmann M, Reich S. Zirconia posterior fixed partial dentures: 5-year clinical results of a prospective clinical trial. *Int J Prosthodont.* 2012;25(6):585-9.
97. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2010;23(6):493-502.
98. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater.* 2012;28(1):102-11.
99. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2012;107(3):170-7.
100. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(6):625-42.
101. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2005;21(10):984-91.
102. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater.* 2006;22(9):857-63.
103. Isgro G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent.* 2003;90(5):465-73.
104. Ozcan M. Intraoral repair protocol for chipping or fracture of veneering ceramic in zirconia fixed dental prostheses. *J Adhes Dent.* 2015;17(2):189-90.
105. Rashid H. The effect of surface roughness on ceramics used in dentistry: A review of literature. *Eur J Dent.* 2014;8(4):571-9.
106. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Kolbeck C. Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics. *Clin Oral Investig.* 2012;16(3):935-43.
107. Beck DA, Janus CE, Douglas HB. Shear bond strength of composite resin porcelain repair materials bonded to metal and porcelain. *J Prosthet Dent.* 1990;64(5):529-33.
108. Mohamed FF, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H, Kugel G. Effects of surface treatments and cement types on the bond strength of porcelain-to-porcelain repair. *J Prosthodont.* 2014;23(8):618-25.

109. Chung KH, Hwang YC. Bonding strengths of porcelain repair systems with various surface treatments. *J Prosthet Dent*. 1997;78(3):267-74.
110. Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dent Mater*. 2002;18(2):179-88.
111. Kern M, Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res*. 2009;88(9):817-22.
112. Ozcan M, Volpato CA. Surface Conditioning Protocol for the Adhesion of Resin-based Materials to Glassy Matrix Ceramics: How to Condition and Why? *J Adhes Dent*. 2015;17(3):292-3.
113. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2003;89(5):479-88.
114. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dunne JT, Jr. Shear bond strengths of 2 intraoral porcelain repair systems to porcelain or metal substrates. *J Prosthet Dent*. 2001;86(5):526-31.
115. Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Lang R, Handel G. In vitro repair of all-ceramic and fibre-reinforced composite crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2000;8(3):107-12.
116. Della Bona A, Borba M, Benetti P, Cecchetti D. Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Braz Oral Res*. 2007;21(1):10-5.
117. Qeblawi DM, Munoz CA, Brewer JD, Monaco EA, Jr. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent*. 2010;103(4):210-20.
118. Ural C, Kulunk T, Kulunk S, Kurt M, Baba S. Determination of resin bond strength to zirconia ceramic surface using different primers. *Acta Odontol Scand*. 2011;69(1):48-53.
119. Yang B, Scharnberg M, Wolfart S, Quaas AC, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Influence of contamination on bonding to zirconia ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2007;81(2):283-90.
120. Yang B, Wolfart S, Scharnberg M, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Influence of contamination on zirconia ceramic bonding. *J Dent Res*. 2007;86(8):749-53.
121. Quaas AC, Yang B, Kern M. Panavia F 2.0 bonding to contaminated zirconia ceramic after different cleaning procedures. *Dent Mater*. 2007;23(4):506-12.
122. Zhang S, Kocjan A, Lehmann F, Kosmac T, Kern M. Influence of contamination on resin bond strength to nano-structured alumina-coated zirconia ceramic. *Eur J Oral Sci*. 2010;118(4):396-403.

123. Angkasith P, Burgess JO, Bottino MC, Lawson NC. Cleaning Methods for Zirconia Following Salivary Contamination. *J Prosthodont*. 2016;25(5):375-9.
124. Ozcan M. A practical method for chairside repair of debonded porcelain denture teeth. *J Prosthodont*. 2006;15(1):47-50.
125. Heikkinen TT, Lassila LV, Matinlinna JP, Vallittu PK. Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. *Acta Odontol Scand*. 2007;65(4):241-8.
126. Kim NH, Kim YJ, Lee DY. Bond Strengths of Orthodontic Metal Brackets to Tribochemically Silica-coated Zirconia Surfaces Using Different 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate-containing Primers. *J Adhes Dent*. 2017;19(1):21-9.
127. Mirmohammadi H, Aboushelib MN, Salameh Z, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Innovations in bonding to zirconia based ceramics: Part III. Phosphate monomer resin cements. *Dent Mater*. 2010;26(8):786-92.
128. Wong JD, Kei Lung CY, Tsoi JK, Matinlinna JP. Effects of a zirconate coupling agent incorporated into an experimental resin composite on its compressive strength and bonding to zirconia. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;29:171-6.
129. Kasraei S, Atefat M, Beheshti M, Safavi N, Mojtahedi M, Rezaei-Soufi L. Effect of Surface Treatment with Carbon Dioxide (CO₂) Laser on Bond Strength between Cement Resin and Zirconia. *J Lasers Med Sci*. 2014;5(3):115-20.
130. Kasraei S, Rezaei-Soufi L, Yarmohamadi E, Shabani A. Effect of CO₂ and Nd:YAG Lasers on Shear Bond Strength of Resin Cement to Zirconia Ceramic. *J Dent (Tehran)*. 2015;12(9):686-94.
131. Akin H, Tugut F, Akin GE, Guney U, Mutaf B. Effect of Er:YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. *Lasers Med Sci*. 2012;27(2):333-8.
132. Ozcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont*. 2002;15(3):299-302.
133. Akyil MS, Uzun IH, Bayindir F. Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg*. 2010;28(6):801-8.
134. Attia A, Kern M. Long-term resin bonding to zirconia ceramic with a new universal primer. *J Prosthet Dent*. 2011;106(5):319-27.
135. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*. 2004;91(4):356-62.

136. Deng D, Yang H, Guo J, Chen X, Zhang W, Huang C. Effects of different artificial ageing methods on the degradation of adhesive-dentine interfaces. *J Dent*. 2014;42(12):1577-85.
137. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*. 1998;14(1):64-71.
138. Kirmali O, Akin H, Ozdemir AK. Shear bond strength of veneering ceramic to zirconia core after different surface treatments. *Photomed Laser Surg*. 2013;31(6):261-8.
139. Matinlinna JP, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of a novel silane blend system on resin bond strength to silica-coated Ti substrate. *J Dent*. 2006;34(7):436-43.
140. Noda Y, Nakajima M, Takahashi M, Mamanee T, Hosaka K, Takagaki T, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J. The effect of five kinds of surface treatment agents on the bond strength to various ceramics with thermocycle aging. *Dent Mater J*. 2017;36(6):755-61.
141. Ozcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent*. 2015;17(1):7-26.
142. Ozcan M, Nijhuis H, Valandro LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater J*. 2008;27(1):99-104.
143. Tsuo Y, Yoshida K, Atsuta M. Effects of alumina-blasting and adhesive primers on bonding between resin luting agent and zirconia ceramics. *Dent Mater J*. 2006;25(4):669-74.
144. Xie ZG, Meng XF, Xu LN, Yoshida K, Luo XP, Gu N. Effect of air abrasion and dye on the surface element ratio and resin bond of zirconia ceramic. *Biomed Mater*. 2011;6(6):065004.
145. Yanagida H, Matsumura H, Atsuta M. Bonding of prosthetic composite material to Ti-6Al-7Nb alloy with eight metal conditioners and a surface modification technique. *Am J Dent*. 2001;14(5):291-4.
146. Yanagida H, Matsumura H, Taira Y, Atsuta M, Shimoe S. Adhesive bonding of composite material to cast titanium with varying surface preparations. *J Oral Rehabil*. 2002;29(2):121-6.
147. Chadwick RG, McCabe JF, Walls AW, Storer R. The effect of storage media upon the surface microhardness and abrasion resistance of three composites. *Dent Mater*. 1990;6(2):123-8.
148. Chen C, Chen Y, Lu Z, Qian M, Xie H, Tay FR. The effects of water on degradation of the zirconia-resin bond. *J Dent*. 2017;64:23-9.

149. da Silva EM, Goncalves L, Guimaraes JG, Poskus LT, Fellows CE. The diffusion kinetics of a nanofilled and a midfilled resin composite immersed in distilled water, artificial saliva, and lactic acid. *Clin Oral Investig*. 2011;15(3):393-401.
150. Ersu B, Yuzugullu B, Ruya Yazici A, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent*. 2009;37(11):848-56.
151. Liu D, Matinlinna JP, Tsoi JK, Pow EH, Miyazaki T, Shibata Y, Kan CW. A new modified laser pretreatment for porcelain zirconia bonding. *Dent Mater*. 2013;29(5):559-65.
152. Marghalani HY. Sorption and solubility characteristics of self-adhesive resin cements. *Dent Mater*. 2012;28(10):e187-98.
153. Tan X, Gao S, Liu B, Min J, Zhang Q, Zhao Y, Yu H. Effect of different pH environments on the durability of bonds between zirconia and Ti-6Al-4V. *Dent Mater J*. 2019;38(6):884-91.
154. Cilli R, Pereira JC, Prakki A. Properties of dental resins submitted to pH catalysed hydrolysis. *J Dent*. 2012;40(12):1144-50.
155. Costa AR, Correr-Sobrinho L, Ambrosano GM, Sinhoreti MA, Borges GA, Platt JA, Puppini-Rontani RM. Dentin bond strength of a fluoride-releasing adhesive system submitted to pH-cycling. *Braz Dent J*. 2014;25(6):472-8.
156. Ortengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S. Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. *J Dent*. 2001;29(1):35-41.
157. Xie H, Tay FR, Zhang F, Lu Y, Shen S, Chen C. Coupling of 10-methacryloyloxydecyl dihydrogenphosphate to tetragonal zirconia: Effect of pH reaction conditions on coordinate bonding. *Dent Mater*. 2015;31(10):e218-25.
158. Ban S. Effect of alkaline treatment of pure titanium and its alloys on the bonding strength of dental veneering resins. *J Biomed Mater Res A*. 2003;66(1):138-45.
159. Ozcan M. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil*. 2003;30(2):194-203.
160. Celik G, Ismatullaev A, Sari T, Usumez A. Comparison of the Effectiveness of Bonding Composite to Zirconia as a Repair Method. *International Journal of Applied Ceramic Technology*. 2016;13(2):405-11.
161. Yu P, Xu Z, Arola DD, Min J, Zhao P, Gao S. Effect of acidic agents on the wear behavior of a polymer infiltrated ceramic network (PICN) material. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;74:154-63.

162. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Hupa L, Donovan TE, Vallittu P, Narhi TO. Impact of gastric acidic challenge on surface topography and optical properties of monolithic zirconia. *Dent Mater*. 2015;31(12):1445-52.
163. de Gee AJ, Wendt SL, Werner A, Davidson CL. Influence of enzymes and plaque acids on in vitro wear of dental composites. *Biomaterials*. 1996;17(13):1327-32.
164. Prakki A, Cilli R, Mondelli RF, Kalachandra S, Pereira JC. Influence of pH environment on polymer based dental material properties. *J Dent*. 2005;33(2):91-8.
165. Featherstone J. Enhancement of remineralization in vitro and in vivo. Factors relating to demineralisation and remineralisation of the teeth. 1986.
166. Akin H, Ozkurt Z, Kirmali O, Kazazoglu E, Ozdemir AK. Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminum oxide sandblasting and various laser treatments. *Photomed Laser Surg*. 2011;29(12):797-802.
167. Altan B, Cinar S, Tuncelli B. Evaluation of shear bond strength of zirconia-based monolithic CAD-CAM materials to resin cement after different surface treatments. *Niger J Clin Pract*. 2019;22(11):1475-82.
168. Chen Y, Tay FR, Lu Z, Chen C, Qian M, Zhang H, Tian F, Xie H. Dipentaerythritol penta-acrylate phosphate - an alternative phosphate ester monomer for bonding of methacrylates to zirconia. *Sci Rep*. 2016;6:39542.
169. Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J*. 2008;27(3):448-54.
170. He M, Zhang Z, Zheng D, Ding N, Liu Y. Effect of sandblasting on surface roughness of zirconia-based ceramics and shear bond strength of veneering porcelain. *Dent Mater J*. 2014;33(6):778-85.
171. Kasraei S, Rezaei-Soufi L, Heidari B, Vafae F. Bond strength of resin cement to CO₂ and Er:YAG laser-treated zirconia ceramic. *Restor Dent Endod*. 2014;39(4):296-302.
172. Kim HJ, Lim HP, Park YJ, Vang MS. Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *J Prosthet Dent*. 2011;105(5):315-22.
173. Mosharraf R, Rismanchian M, Savabi O, Ashtiani AH. Influence of surface modification techniques on shear bond strength between different zirconia cores and veneering ceramics. *J Adv Prosthodont*. 2011;3(4):221-8.
174. Nishigori A, Yoshida T, Bottino MC, Platt JA. Influence of zirconia surface treatment on veneering porcelain shear bond strength after cyclic loading. *J Prosthet Dent*. 2014;112(6):1392-8.

175. Oguri T, Tamaki Y, Hotta Y, Miyazaki T. Effects of a convenient silica-coating treatment on shear bond strengths of porcelain veneers on zirconia-based ceramics. *Dent Mater J*. 2012;31(5):788-96.
176. Pott PC, Stiesch M, Eisenburger M. Influence of 10-MDP adhesive system on shear bond strength of zirconia-composite interfaces. *Journal of Dental Materials and Techniques*. 2015;4(3):117-26.
177. Sofi LR, Fekrazad R, Akbarzadeh M, Maleki M. Effect of Er: YAG Laser, Sandblast and Several Types of Universal Bonding on Shear Bond Strength of Zirconia Ceramic to Composite Resin. *J Contemp Dent Pract*. 2018;19(10):1246-53.
178. Teng J, Wang H, Liao Y, Liang X. Evaluation of a conditioning method to improve core-veneer bond strength of zirconia restorations. *J Prosthet Dent*. 2012;107(6):380-7.
179. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater*. 2010;26(2):e38-49.
180. de Mello Vieira AE, Delbem ACB, Sasaki KT, Rodrigues E, Cury JA, Cunha RF. Fluoride dose response in pH-cycling models using bovine enamel. *Caries research*. 2005;39(6):514-20.
181. Edelhoff D, Spiekermann H, Yildirim M. Metal-free inlay-retained fixed partial dentures. *Quintessence Int*. 2001;32(4):269-81.
182. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent*. 2006;96(4):237-44.
183. Mynampati P, Babu MR, Saraswathi DD, Kumar JR, Gudugunta L, Gaddam D. Comparison of fracture resistance and failure pattern of endodontically treated premolars with different esthetic onlay systems: An in vitro study. *J Conserv Dent*. 2015;18(2):140-3.
184. Puschmann D, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior inlay-retained fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci*. 2009;117(3):312-8.
185. Wolfart S, Ludwig K, Uphaus A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures. *Dent Mater*. 2007;23(12):1513-20.
186. Kurklu D, Yanikoglu N. SEM evaluation of surface morphologic analysis of restorative materials with three laser treatment. *Journal of Dental Lasers*. 2013;7(1):9.
187. Nakamura T, Wakabayashi K, Zaima C, Nishida H, Kinuta S, Yatani H. Tensile bond strength between tooth-colored porcelain and sandblasted zirconia framework. *J Prosthodont Res*. 2009;53(3):116-9.

188. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont*. 2008;17(5):401-8.
189. Gomes AL, Castillo-Oyague R, Lynch CD, Montero J, Albaladejo A. Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks. *J Dent*. 2013;41(1):31-41.
190. Valentino TA, Borges GA, Borges LH, Platt JA, Correr-Sobrinho L. Influence of glazed zirconia on dual-cure luting agent bond strength. *Oper Dent*. 2012;37(2):181-7.
191. Akhavan Zanjani V, Ahmadi H, Nateghifard A, Ghasemi A, Torabzadeh H, Abdoh Tabrizi M, Alikhani F, Razi R, Nateghifard A. Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia ceramic and resin cement. *J Investig Clin Dent*. 2015;6(4):294-300.
192. Demir N, Subasi MG, Ozturk AN. Surface roughness and morphologic changes of zirconia following different surface treatments. *Photomed Laser Surg*. 2012;30(6):339-45.
193. Kirmali O, Akin H, Kapdan A. Evaluation of the surface roughness of zirconia ceramics after different surface treatments. *Acta Odontol Scand*. 2014;72(6):432-9.
194. Turp V, Akgungor G, Sen D, Tuncelli B. Evaluation of surface topography of zirconia ceramic after Er:YAG laser etching. *Photomed Laser Surg*. 2014;32(10):533-9.
195. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Matsumoto N, Matsumoto K. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. *J Clin Laser Med Surg*. 1999;17(4):155-9.
196. Harashima T, Kinoshita J, Kimura Y, Brugnera A, Zanin F, Pecora JD, Matsumoto K. Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers. *Photomed Laser Surg*. 2005;23(1):52-5.
197. Ergun Kunt G, Duran I. Effects of laser treatments on surface roughness of zirconium oxide ceramics. *BMC Oral Health*. 2018;18(1):222.
198. Stangel I, Nathanson D, Hsu CS. Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *J Dent Res*. 1987;66(9):1460-5.
199. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*. 1983;50(4):480-8.
200. Llobell A, Nicholls JJ, Kois JC, Daly CH. Fatigue life of porcelain repair systems. *Int J Prosthodont*. 1992;5(3):205-13.
201. Asmussen E. Softening of BISGMA-based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *Scand J Dent Res*. 1984;92(3):257-61.

202. Rodrigues E, Delbem AC, Pedrini D, Cavassan L. Enamel remineralization by fluoride-releasing materials: proposal of a pH-cycling model. *Braz Dent J.* 2010;21(5):446-51.
203. Stookey GK, Featherstone JD, Rapozo-Hilo M, Schemehorn BR, Williams RA, Baker RA, Barker ML, Kaminski MA, McQueen CM, Amburgey JS, et al. The Featherstone laboratory pH cycling model: a prospective, multi-site validation exercise. *Am J Dent.* 2011;24(5):322-8.
204. Vieira AE, Delbem AC, Sasaki KT, Rodrigues E, Cury JA, Cunha RF. Fluoride dose response in pH-cycling models using bovine enamel. *Caries Res.* 2005;39(6):514-20.
205. de Souza G, Hennig D, Aggarwal A, Tam LE. The use of MDP-based materials for bonding to zirconia. *J Prosthet Dent.* 2014;112(4):895-902.
206. Kawai Y, Uo M, Wang Y, Kono S, Ohnuki S, Watari F. Phase transformation of zirconia ceramics by hydrothermal degradation. *Dent Mater J.* 2011;30(3):286-92.
207. Nakamura T, Usami H, Ohnishi H, Takeuchi M, Nishida H, Sekino T, Yatani H. The effect of adding silica to zirconia to counteract zirconia's tendency to degrade at low temperatures. *Dent Mater J.* 2011;30(3):330-5.
208. de Gee AF, Feilzer AJ, Davidson CL. True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dent Mater.* 1993;9(1):11-4.
209. Gostemeyer G, Jendras M, Dittmer MP, Bach FW, Stiesch M, Kohorst P. Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. *Acta Biomater.* 2010;6(12):4532-8.
210. Boehm RF. Thermal environment of teeth during open-mouth respiration. *J Dent Res.* 1972;51(1):75-8.
211. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* 1992;67(3):325-7.
212. Torstenson B, Brannstrom M. Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper Dent.* 1988;13(1):24-31.
213. Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashley DH. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. *J Dent Res.* 1999;78(4):906-11.
214. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater.* 2006;22(3):211-22.
215. Yiu CK, King NM, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Carrilho MR, Tay FR. Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strength. *Biomaterials.* 2004;25(26):5789-96.
216. Yap AU, Tan SH, Wee SS, Lee CW, Lim EL, Zeng KY. Chemical degradation of composite restoratives. *J Oral Rehabil.* 2001;28(11):1015-21.

217. Yassaei S, Aghili HA, Davari A, Mostafavi SM. Effect of Four Methods of Surface Treatment on Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets to Zirconium. J Dent (Tehran). 2015;12(4):281-9.



ÖZGEÇMİŞ

Soyadı, Adı :Balın, Esmâ
Uyruk :T.C.
Doğum Yeri ve Tarihi :Aliağa-05.12.1993
Telefon :05304294206
E-mail :esmabalin27@gmail.com
Yabancı Dil :İngilizce

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet tarihi
Y. Lisans	Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2016

İŞ DENEYİMİ

Yıl	Yer/Kurum	Unvan
2017-2020	Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	Araş.Gör.

AKADEMİK YAYINLAR

1. BİLDİRİLER

A) Uluslararası Kongrelerde Yapılan Bildiriler

1. Balın Esmâ, Yılmaz Baykal, Dinç Ata Gül. Farklı Kompozit Rezinlerin pH ve Termal Siklus Sonrası Tamir Edilebilirliği. 25. Uluslararası Türk Diş Hekimleri Birliği Kongresi, 4-7 Eylül 2019 (Sözlü Bildiri)
2. Balın Esmâ, Dinç Ata Gül. Direkt Kompozit Restorasyonlarla Estetik Sorunlara Çözüm: 2 Vaka Sunumu. International Meandros Dental Congress, 23-25 Kasım 2018. (Poster Bildiri)