



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÜZEY HAZIRLAMA
İŞLEMLERİNİN ZİRKONYA-İNDİREKT
KOMPOZİT REZİN BAĞLANMA
DAYANIMINA ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

ZİNDE GÜDER

UZMANLIK TEZİ

Yrd. Doç. Dr. Önjen TAK

KOCAELİ - 2016



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÜZEY HAZIRLAMA
İŞLEMLERİNİN ZİRKONYA-İNDİREKT
KOMPOZİT REZİN BAĞLANMA
DAYANIMINA ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

ZİNDE GÜDER

UZMANLIK TEZİ

Yrd. Doç. Dr. Önjen TAK

KOCAELİ - 2016

ONAY

Bu tez Uzmanlık Tezi Standartlarına uygun bulunmuştur.

Yrd. Doç. Dr. Önjen TAK

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

.....
(İmza)

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Zinde GÜDER'in hazırladığı "Farklı Yüzey Hazırlama İşlemlerinin Zirkonya-İndirekt Kompozit Rezin Bağlanma Dayanımına Etkilerinin İncelenmesi" başlıklı tez, KOÜ Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca, kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oybirliği/oy çokluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Yrd. Doç. Dr. Önjen TAK _____

Uzmanlık Sınavı Jüri Üyeleri

.....
.....
.....
.....
.....

Tarih: .../.../201...

Bu tez KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulu'nun .../.../.... tarih ve ... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....
Prof. Dr. Ali İhya KARAMAN

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

BEYAN

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

Tarih:/.../201...

Zinde GÜDER

.....

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgisini, maddi ve manevi desteğini esirgemeyen danışmanım KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Yrd. Doç. Dr. Önjen TAK'a,

Laboratuvar testlerini gerçekleştirmemde maddi ve manevi yardımlarını esirgemeyen Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ'e

Çalışma materyallerinin hazırlık aşamasındaki destekleri ve yardımlarından dolayı Çelik Dental Laboratuvarı çalışanları ile Sayın Hakan Çelik'e,

SEM analizlerini gerçekleştiren KOÜ Mühendislik Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Öğretim Üyesi Sayın Yrd. Doç. Dr. Rıdvan YAMANOĞLU'na,

İstatistik analizlerin yapılmasındaki katkılarından dolayı KOÜ Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıp Bilişimi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Yrd. Doç. Dr. Sibel BALCI'ya,

Lazer uygulamalarını gerçekleştiren Lazermak San. Tic. Ltd. Şti. çalışanları ve hiçbir yardımını esirgemeyen Sayın Eren Çimen'e

Uzmanlık eğitimim süresince bilgilerinden ve yardımlarından faydalandığım KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Yrd. Doç. Dr. Ayşe KOÇAK BÜYÜKDERE, Yrd. Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ ve Yrd. Doç. Dr. Burcu KANAT ERTÜRK'e

Uzmanlık eğitimim süresince maddi ve manevi desteklerini hissettiren ve dostluklarını esirgemeyen sevgili arkadaşlarım Arş. Gör. Dt. Adnan Ege KÖSELER, Arş. Gör. Dt. Neslihan YENİCE ve Arş. Gör. Dt. Gökçe DOĞAR'a

Bürokratik yazışmalarım konusunda hiçbir yardımlarını esirgemeyen fakülte personelleri Sayın Sema SALIK, Uğur SALIK ve Kaya ÖZER'e

Uzmanlık eğitimim süresince ve hayatımın her anında destek olan Aileme ve sevgili eşim Arş. Gör. Dt. Gizem GÜDER'e en içten teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Dt. Zinde GÜDER

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İç Kapak Sayfası	
ONAY	
BEYAN	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar DİZİNİ	x
RESİMLER DİZİNİ	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiii
KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ	xiv
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ ve AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1 Dental Seramikler	5
4.1.1. Dental Seramiklerin Yapısı	5
4.1.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırması	6
4.1.2.1. Cam Seramikler	6
4.1.2.2. Doldurucu İçeren Cam seramikler	7
4.1.2.3. Cam Dolduruculu Kristalin Seramikler	8
4.1.2.4. Polikristalin Seramikler	9
4.2. Zirkonya Seramikler	10
4.2.1. Saf Zirkonya	10
4.2.2. Parsiyel Stabilize Zirkonya (PSZ)	11
4.2.2.1. Yttria ile Stabilize Tetragonal Polikristalin Zirkonya (Y-TZP)	11
4.2.2.2. Magnezyum ile Parsiyel Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ)	12
4.2.3. Zirkonya Seramiklerin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler	12
4.2.3.1. Stabilizatör Miktarı	13
4.2.3.2. Partikül Boyutu ve Şekli	14

4.2.3.3. Sıcaklık	14
4.2.3.4. Nem	15
4.2.3.5. Zaman	15
4.2.3.6. Yüzey İşlemleri	16
4.2.4. Zirkonya Seramiklerin Üretimi	17
4.2.4.1. Sinterlenmemiş Zirkonya Seramikler	17
4.2.4.2. Non-HIP Zirkonya Seramikler	17
4.2.4.3. HIP Zirkonya Seramikler	19
4.2.5. Dış Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Bloklar	20
4.2.5.1. Standart Y-TZP Bloklar	20
4.2.5.2. Monolitik Y-TZP Bloklar	20
4.2.6. Zirkonya Alt Yapılı Restorasyonlar	21
4.2.7. Zirkonya Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemleri	22
4.2.7.1. Mekanik Bağlantı Oluşturmak Amacıyla Yapılan Yüzey İşlemleri	22
4.2.7.2. Kimyasal Bağlantı Oluşturan Yüzey İşlemleri	27
4.3. İndirekt Kompozitler	29
4.3.1. Yapısal Kompozisyon	30
4.3.2. Polimerizasyon Teknikleri	30
4.3.2.1. Isı ile Polimerizasyon	30
4.3.2.2. Nitrojen Atmosferi	31
4.3.2.3. Yavaş Polimerizasyon Başlangıcı (Soft Start)	31
4.3.3. Fiber ile Güçlendirme	31
4.3.4. İndirekt Kompozitlerin Mekanik Özellikleri	32
4.3.5. İndirekt Kompozitlerin Optik Özellikleri	33
4.4. Yaşlandırma Yöntemleri	34
4.4.1. Sıvı İçerisinde Bekletme	34
4.4.2. Termal Siklus	35
4.5. Mekanik Test Yöntemleri	35
4.5.1. Makaslama Testi	36
4.5.2. Mikro Makaslama Testi	36
4.5.3. Çekme Testi	37
4.5.4. Mikro Çekme Testi	37

4.6.	Materyal Yüzeyini İncelemede Kullanılan Yöntemler	37
4.6.1.	Stereomikroskop	37
4.6.2.	Profilometre	38
4.6.3.	Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)	38
4.6.4.	Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	38
5.	GEREÇ VE YÖNTEM	39
5.1.	Zirkonya Örneklerin Hazırlanması	41
5.1.1.	Zirkonya Blokların Kesilmesi	41
5.1.2.	Zirkonya Örneklerin Sinterlenmesi	42
5.1.3.	Zirkonya Örneklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Ölçümü	42
5.1.4.	Zirkonya Örneklerin Pürüzlendirilmesi	43
5.1.4.1.	Fiber Lazer Grubu	43
5.1.4.2.	Kumlama Grubu	43
5.1.5.	Yüzey İşlemleri Sonrası Örneklerin Temizlenmesi ve Pürüzlülük Ölçümü	44
5.2.	Primer Uygulanması ve İndirekt Kompozit Tepimi	45
5.2.1.	Clearfil Ceramic Primer Plus	45
5.2.2.	Monobond Plus	46
5.2.3.	Signum Zirconia Bond	46
5.2.4.	Z-Prime Plus	47
5.2.5.	Kontrol Grupları	47
5.2.6.	İndirekt Kompozit Tepimi	47
5.3.	Termal Siklus Uygulaması	49
5.4.	Bağlanma Dayanımı Ölçümü	49
5.5.	Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi	50
5.6.	SEM Analizi	51
5.7.	İstatistiksel Değerlendirme	51
6.	BULGULAR	52
6.1.	Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırılması	52
6.2.	Makaslama Değerlerinin Karşılaştırılması	53
6.3.	Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi	56
6.4.	SEM incelemesi	58

7.	TARTIŞMA	60
8.	SONUÇLAR	73
9.	KAYNAKLAR	74
10.	EKLER	97
10.1	EK 1	97
11.	ÖZGEÇMİŞ	100

TABLolar DİZİNİ

	SAYFA
Tablo 1. Çalışmada kullanılan materyaller	40
Tablo 2. Çalışma grupları	45
Tablo 3. Başlangıç ve pürüzlendirme sonrası yüzey pürüzlülüklerinin karşılaştırılması (Eşleştirilmiş t-testi)	52
Tablo 4. Pürüzlendirme tekniklerinin karşılaştırılması	52
Tablo 5. İki yönlü varyans analizi	53
Tablo 6. Ortalama bağlanma dayanımları tablosu	54
Tablo 7. Bağlanma dayanımı tablosu	55

RESİMLER DİZİNİ

	SAYFA
Resim 1. Prefabrike zirkonya blok	41
Resim 2. A: Hassas örnek kesme cihazı, B: Elde edilen örnekler	41
Resim 3. Sinterleme fırını	42
Resim 4. Profilometre	42
Resim 5. Ytterbium-doped fiber lazer cihazı	43
Resim 6. Kuşlama cihazı	44
Resim 7. Ultrasonik temizleme cihazı	44
Resim 8. Clearfil Ceramic Primer Plus	45
Resim 9. Monobond Plus	46
Resim 10. Signum Zirconia Bond	46
Resim 11. Z-Prime Plus	47
Resim 12. İndirekt kompozit	47
Resim 13. A, B, C: İndirekt kompozit tepiminde kullanılan metal kalıp	48
Resim 14. İndirekt kompozit polimerizasyon fırını	48
Resim 15. Termal siklus cihazı	49
Resim 16. Akriliklere gömülmüş örnekler	49
Resim 17. A: Üniversal test cihazı, B: Kuvvet uygulanan örnek	50
Resim 18. Stereomikroskop	50
Resim 19. Taramalı elektron mikroskobu	51
Resim 20. A: Kuşlama + Clearfil Ceramic Primer Plus grubunda adeziv ayrılma, B: Lazer + Clearfil Ceramic Primer Plus grubunda adeziv ayrılma	57
Resim 21. A: Kuşlama + Monobond Plus grubunda adeziv ayrılma B: Lazer + Monobond Plus grubunda adeziv ayrılma	57
Resim 22. A: Kuşlama + Signum Zirconia Bond grubunda adeziv ayrılma B: Lazer + Signum Zirconia Bond grubunda mikş ayrılma	57
Resim 23. A: Kuşlama + Z-Prime Plus grubunda mikş ayrılma B: Lazer + Z-Prime Plus grubunda mikş ayrılma	58

Resim 24. A: Primer uygulanmayan kumlama grubunda adeziv ayrılma	
B: Primer uygulanmayan lazer grubunda adeziv ayrılma	58
Resim 25 A, B: Lazer ile pürüzlendirilen örneklerin SEM görüntüleri	
Resim 26 A, B: Kumlama ile pürüzlendirilen örneklerin SEM görüntüleri	59

ŞEKİLLER DİZİNİ

	SAYFA
Şekil 1. Lazer uygulama yönleri	43
Şekil 2. Bağlanma dayanımı grafiği	55
Şekil 3. Genel başarısızlık yüzdeleri	56
Şekil 4. Başarısızlık yüzdeleri	56

KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ

A°:	Angstrom (10^{-10} m)
AFM:	Atomic Force Microscope (Atomik kuvvet mikroskobu)
Al₂O₃:	Alüminyum oksit
ANOVA:	Analysis of variance (varyans analizi)
Bis-GMA:	Bisfenol a glisidilmetakrilat
BPDM:	Bisfenil dimetakrilat
°C:	Degree centigrade (santigrat derece)
CAD/CAM:	Computer Aided Design / Computer Aided Manufacture (Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim)
CaO:	Kalsiyum oksit
cm:	Santimetre
CO₂:	Karbondioksit
dk:	Dakika
Er,Cr:YSGG:	Erbium, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet
Er:YAG:	Erbium:Yttrium-Aluminum-Garnet
Er:YSGG:	Erbium:Yttrium-Scandium-Galium-Garnet
GPa:	Gigapaskal
H:	Hidrojen
HEMA:	Hidroksietil metakrilat
Hf:	Hafniyum
kHz:	Kilohertz
ISO:	International Organization for Standardization (Uluslararası Standardizasyon Örgütü)
J:	Joule
LAZER:	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (Uyarılmış elektromanyetik ışınım yayan ışık yükseltici)
MDP:	10- Metakriloloksidetil dihidrojen fosfat
MgO:	Magnezyum oksit
Mg-PSZ:	Magnezyum ile kısmi stabilize zirkonya
μ=μm:	Mikron=mikrometre (10^{-6} m)

MMA:	Metil metakrilat
MPa:	Megapaskal (N/mm ²)
MPS:	3-metakriloksipropiltri-metoksisilan
mm:	Milimetre
nm:	Nanometre (10 ⁻⁹ m)
Nd:YAG:	Neodymium:Yttrium-Aluminum-Garnet
N:	Newton
pH:	Power of Hydrogen (Hidrojenin gücü)
PMMA:	Polimetil metakrilat
Ra:	Yüzey pürüzlülük katsayısı
SEM:	Scanning electron microscope (Taramalı elektron mikroskobu)
SiO₂:	Silisyum oksit
sn:	Saniye
W:	Watt
Y₂O₃:	Yttriyum oksit
Y-TZP:	Yttriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali
Zr:	Zirkonyum
ZrO₂:	Zirkonyum dioksit
ZTA:	Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

ÖZET

Farklı Yüzey Hazırlama İşlemlerinin Zirkonya-İndirekt Kompozit Rezın Bağlanma Dayanımına Etkilerinin İncelenmesi

Bu uzmanlık tezinin amacı farklı yüzey işlemlerinin zirkonya ile indirekt kompozit rezın materyalin makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerinin incelenmesidir. Y-TZP zirkonya bloklardan (IPS e.max ZirCAD) elde edilen 100 adet örnek (15x12x2 mm) iki ana gruba ayrılarak kumlama veya ytterbium-doped fiber lazer ile pürüzlendirildi. Daha sonra her iki grup zirkonya primerlere göre beş alt gruba ayrıldı [Clearfil Ceramic Primer Plus (LC - KC), Monobond Plus (LM - KM), Signum Zirconia Bond (LS - KS), Z-Prime Plus (LZ - KZ) ve primer uygulaması yapılmayan (LP - KP)]. Yüzey uygulamaları sonrası bütün gruplara indirekt kompozit (Solidex) tepimi yapıldı ve örnekler ünıversal test cihazında 0,5 mm/dk hızla makaslama testine tabi tutuldu. Elde edilen değerler student t-testi, iki yönlü varyans analizi ve Bonferroni çoklu karşılaştırma testleri kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi. Lazer ile elde edilen Ra değerleri ($1,23 \pm 0,07 \mu\text{m}$), kumlama ile elde edilen Ra değerlerinden ($0,76 \pm 0,05 \mu\text{m}$) anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0,001$). En yüksek ortalama makaslama bağlanma değerlerini LS ($13,20 \pm 1,72 \text{ MPa}$) ve LZ ($13,45 \pm 1,80 \text{ MPa}$) grupları gösterirken, KP ($2,69 \pm 0,82 \text{ MPa}$) grubu tüm diğer gruplardan daha düşük bağlanma değerleri göstermiştir ($p < 0,05$). Bu çalışmanın sonuçlarına göre, lazer uygulaması, kumlamaya oranla daha yüksek bağlanma dayanımı elde edilmesini sağlarken, zirkonya primerler ile lazer uygulamasının kombine edilmesi makaslama bağlanma dayanımını anlamlı ölçüde arttırmıştır.

Anahtar Sözcükler: İndirekt kompozit rezın, Kumlama, Makaslama testi, Ytterbium-doped fiber lazer, Zirkonya, Zirkonya primeri

SUMMARY

Effect of Different Surface Treatment Methods on Bond Strength of Zirconia and Indirect Composite Resin

The aim of this study is to evaluate the influence of different surface treatment methods on the shear bond strength of indirect composite resin material and zirconia. A hundred samples (15x12x2 mm) which were obtained from Y-TZP zirconia blocks (IPS e.max ZirCAD) assigned to two main groups and roughened by using air abrasion or Ytterbium-doped fiber laser. Each group were further divided into 5 primer subgroups [Clearfil Ceramic Primer Plus (LC - KC), Monobond Plus (LM - KM), Signum Zirconia Bond (LS - KS), Z-Prime Plus (LZ - KZ) and no primer application (LP - KP)]. After surface treatment indirect composite resin (Solidex) was applied to all groups and loaded in a universal testing device for shear bond stress with at a crosshead speed of 0,5 mm/min. Data obtained were analyzed statistically by student t-test, two-way ANOVA and Bonferroni multiple comparison test. The Ra values for laser group ($1,23 \pm 0,07 \mu\text{m}$) were significantly higher than the Ra values for air abrasion group ($0,76 \pm 0,05 \mu\text{m}$) ($p < 0,001$). While the LS ($13,20 \pm 1,72 \text{ MPa}$) and LZ ($13,45 \pm 1,80 \text{ MPa}$) groups showed the highest mean bond strength values, KP ($2,69 \pm 0,82 \text{ MPa}$) group showed the lowest shear bond strength values of all groups ($p < 0,05$). Regarding the results of the present study; while laser application leads to higher shear bond strength values than air abrasion, combination of zirconia primers with laser application significantly increases shear bond strength.

Key Words: Indirect composite resin, Air abrasion, Shear bond strength, Ytterbium-doped fiber laser, Zirconia, Zirconia primer

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Metal-seramik restorasyonlar sabit protetik rehabilitasyonlarda uzun süredir kullanılan ve kendini kanıtlamış tedavi seçenekleri arasındadır. Bu tip restorasyonların uzun dönem başarıları ve kabul edilebilir estetiklerinin yanında, servikal alanda gri yansımalar, üretim sırasında yaşanabilen distorsiyonlar ve muhtemel metal alerjileri gibi dezavantajları da bulunmaktadır (1). Metal-seramik restorasyonlara kıyasla estetik, biyouyumluluk ve düşük plak tutulumu gibi birçok avantajı bulunan tam seramik restorasyonlar ise her geçen gün daha da popülerite kazanmaktadır (2,3). Alt yapısı güçlendirilmiş tam seramik sistemlerinden biri olan zirkonya altyapılı restorasyonlar, yüksek mekanik dirençleri ve estetik özellikleri sayesinde anterior ve posterior bölgelerde sıklıkla tercih edilmektedir (4).

Zirkonya yüksek mekanik özelliklerini sağlayan polikristalin yapıları, opak beyaz bir görüntüye sahip olmalarına neden olmaktadır (5,6). Bu durum zirkonya altyapıların çeşitli vener materyalleri ile birlikte kullanılması ihtiyacını doğurmuştur. Zirkonya altyapılar ile vener materyalleri arasında güvenilir bir adezyon sağlamak için ilk adım yüzey işlemleri ile yüzey pürüzlülüğünü artırarak vener materyalinin, oluşan mikroretantif alanlara akmasını sağlamak ve oluşan kilitlenme ile bağlanma dayanımını arttırmaktır (7,8). Silika içerikli seramiklerin hidroflorik asit ile pürüzlendirilip silan uygulanarak rezin bazlı materyaller ile bağlantısının güçlendirilmesi metodu uzun süredir kendini kanıtlamış bir uygulamadır (9). Fakat zirkonya cam fazı ihtiva etmediğinden, silika içerikli seramiklerde uygulanan asitleme ve/veya silan uygulaması metodu zirkonya ile kuvvetli bir adezyon kurulmasını engellemektedir (10–13).

Vener materyali olarak sıklıkla kullanılan cam seramikler estetik, biyouyumluluk, renk stabilitesi, düşük plak tutulumu ve yüksek aşınma direnci açısından son derece başarılıdır (2,14,15). Fakat teknik hassasiyet gerektiren ve zaman alan üretim aşamaları, karşıt dentisyonda aşınmalar ve chipping gibi negatif özellikleri de bulunmaktadır (16–21). Chipping sonucunda ortaya çıkan başarısızlıklarda kompozit materyaller ile tamir (20) veya keskin kenarların polisajı (22,23) ile çözümler üretilse de çoğunlukla restorasyonun yenilenmesinin gerektiği belirtilmektedir (19,24,25). Bu nedenle plastik ve

viskoelektik özellikleri (26) sayesinde yüksek okluzal kuvvetlere maruz kalan bölgelerde fonksiyonel avantajları bulunan (27) indirekt kompozit viner materyallerinin kullanılması fikri ne sürülmüştür (28–31).

Bu çalışmanın amacı, farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri ve primerlerin, zirkonya ile indirekt kompozit rezinler arasındaki bağlanma dayanımları üzerine etkilerinin incelenmesidir. Çalışmamızın hipotezi; farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri (kumlama ve lazer uygulaması) ile zirkonya primer tipinin zirkonya-indirekt kompozit bağlanma dayanımında anlamlı bir farklılık oluşturmayacağıdır.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Dental Seramikler

Dental seramiklerin ışık geçirgenliği ve renk stabilitesi gibi özellikler açısından üstünlüğü bilinen bir gerçektir. Dental seramiklerin baskı direnci ortalama 350-550 MPa iken, çekme direnci 20-60 MPa'da kalmaktadır. Bu durum dental seramikleri rijit fakat kırılğan bir malzeme olarak sınıflamamıza neden olmaktadır. Seramik yüzeyinde 3-6 µm uzunluğunda "Griffith çatlakları" adı verilen mikro çatlakların bulunması kırılğanlığın asıl sebebidir. Materyal üzerine etki eden kuvvetler bu çatlaklar üzerinde stresin yoğunlaşmasına ve kırıkların oluşmasına neden olmaktadır (32). Metal altyapılı seramik restorasyonlar, dental seramiklerin bu olumsuz mekanik özelliklerinin desteklenmesi amacıyla uzun yıllardır tercih edilmektedir (33,34). Metal-seramik restorasyonların kırılma dirençleri ve kabul edilebilir estetiklerinin yanı sıra ışık geçirgenliği konusundaki dezavantajları, potansiyel toksik etkileri ve alerjik reaksiyonlara yol açabilmeleri hem hastaları hem de hekimleri metal desteksiz restorasyonlara yöneltmektedir (35-37).

Dental seramiklerde yakın geçmişte yaşanan gelişmelerle birlikte tam seramik restorasyonlara ilgi hızla artmaktadır. Dental seramiklerin en büyük avantajları yüksek estetik özellikleridir. Bu özelliklerin temeli ışık geçirgenlikleri ve absorpsiyonları sayesinde doğal dişe benzer görsel derinliği taklit edebilmelerine dayanmaktadır (38,39). Toksik olmamaları ve kimyasal olarak stabil olmaları sayesinde yüksek biyouyumluluk gösterirken, ağız ortamında iyi bir renk stabilitesi ve aşınma direnci göstermektedirler. Ayrıca seramikler fırınlama sonrası elde ettikleri düşük yüzey pürüzlülüğü sayesinde dental malzemeler içerisinde en az plak birikimine neden olan materyaldir (40). Ayrıca metal alaşımlarda karşılaşılabilen muhtemel alerjik ve toksik etkiler seramiklerde gözlenmemektedir (41).

4.1.1. Dental Seramiklerin Yapısı

Seramik kristallerini oluşturan atomlar arasında hem iyonik hem de kovalent bağlar bulunmaktadır. Bu kuvvetli bağlar seramiğe yüksek mekanik direnç ve kimyasal stabilite

kazandırmaktadır (42). Dental seramikler temel olarak, feldspar (% 70-80), kuartz (% 10-30) ve kaolin (% 0-3) olmak üzere 3 ana yapıdan oluşmakta, ek olarak renklendirme amacıyla yapısına metal oksitler de katılabilmektedir (38). Seramiğin yapısında çok az miktarda bulunan kaolin, porselen hamurunun şekil almasını sağlarken, opak görüntü vermesine neden olmaktadır (37,43). Feldspar, porselene translusensi veren ve ana yapıyı oluşturan maddedir. Yapıda potasyum alümina silikat ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alümina silikatın ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) doğada bulunan bir bileşimidir. Seramiğin yapısında bulunan ve en düşük erime derecesine sahip olan bu madde, fırınlama esnasında eriyerek diğer bileşenleri birleştirmektedir (37). Kuartz ise silika (SiO_2) yapısındadır ve seramiğin iskeletini oluşturarak stabilite kazandırmaktadır. Erime ısısı diğer bileşenlerden daha yüksek olduğundan fırınlama sonucu oluşacak porselen büzülmesinin kısmen önüne geçmektedir (44).

4.1.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırması

Dental seramikler temel olarak, mikroyapılarına ve üretim tekniklerine göre olmak üzere iki şekilde sınıflandırılabilir. Mikro yapılarına göre sınıflandırma, cam ve kristal oranları temel alınarak yapılmakta ve 4 alt grupta toplanabilmektedir (45,46).

4.1.2.1. Cam Seramikler

Cam seramikler temel olarak çeşitli oranlarda alümina içeren silikon dioksitten (alüminosilikat) oluşmaktadır. Alüminosilikatlar, feldspatik porselenler olarak da bilinen ve çeşitli oranlarda potasyum ve sodyum içeren bileşiklerdir (47). Yüksek oranda cam fazı ihtiva etmelerinden dolayı ışık geçirgenlikleri oldukça yüksektir. Bu sayede mine ve dentinin optik özelliklerini yüksek başarı ile taklit edebilirler. Mekanik özellikleri ise oldukça düşüktür ve esneme dayanımları 60-70 MPa'da kalmakta ve yalnızca verner materyali olarak kullanılabilirler (46). Cam seramiklerden üretilen restorasyonlar day üzerinde fırınlanarak üretildikleri gibi hazır bloklardan kazınarak da elde edilebilmektedir (48).

4.1.2.2. Doldurucu İçeren Cam seramikler

Bu gruptaki materyaller çok geniş bir cam-kristal oranı aralığındadırlar. Cam oranları cam seramikler ile benzer olmakla birlikte, içeriklerinde lösit, lityum disilikat ve floroapatit gibi doldurucu kristaller bulunmaktadır (47).

a) Lösit ile Güçlendirilmiş Seramikler

Mekanik özellikleri geliştirmek amacıyla yapısında lösit kristalleri bulunan bu altyapı materyali ısı ve basınçla şekillendirme yöntemi ile üretilebildiği gibi prefabrike CAD/CAM bloklarından kazıma yöntemi ile de üretilebilmektedir (48,49). Restorasyonlar renk, translusensi ve aşınma direnci açısından doğal diş ile oldukça benzerlik göstermektedir (50–53). Yüksek translusensileri nedeniyle renklenmiş dişlerde ya da metal implant abutmentleri üzerinde kullanılmamaları tavsiye edilmektedir. Bükülme direnci ortalama 105-120 MPa'dır (54,55). Endikasyonları inley, onley, anterior bölge kuron ve laminate venerler ile sınırlıdır (53,56). IPS Empress ve IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) lösit ile güçlendirilmiş seramiklere örnek olarak verilebilir.

b) Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Seramikler

Bu sistemde altyapı seramiğinin yapısına mekanik direncini geliştirmek amacıyla %70 oranında lityum disilikat kristalleri eklenmektedir. Lityum disilikat kristalleri alüminosilikat cam yapısına Li_2O (lityum oksit) eklenmesi ile oluşturulmakta (46) ve yüksek erime noktasına sahip olmaları nedeniyle seramiğin fırınlanma ısısında stabil kalmaktadırlar (36). Lityum disilikat ile güçlendirilen altyapı sayesinde esneme dayanımı 350-450 MPa'ya kadar arttırılmıştır. Ek olarak yüksek seviyede translusent özellikleri sayesinde oldukça estetik materyallerdir (47). Üstyapı ise florapatit kristallerinden oluşmaktadır (33,57,58). Bu materyal ile inley, onley, laminate vener ve tek kuron restorasyonlarına ek olarak, son dayanak ikinci premolar olmak şartı ile üç üyeli bir köprü restorasyon da yapılabilmektedir (48,49,52,59,60). IPS e.max Press ve IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) bu gruba dahildir.

4.1.2.3. Cam Dolduruculu Kristalin Seramikler

Bu grupta cam infiltre edilmiş yüksek dirençli altyapı materyalleri bulunmaktadır. Bu sistemler genel olarak In-Ceram (Vita, Bad Säckingen, Almanya) adıyla piyasaya sürülmektedir. İlk olarak 1988 yılında üretilen In-Ceram Alümina, yüksek oranda sinterlenmiş poröz alüminaya düşük viskoziteli sodyum lantan camın infiltrasyonu ile elde edilmektedir. Alümina kristalleri, seramik yapısında oluşan çatlakların ilerlemesini durdurarak mekanik direnci oldukça arttırmakta (61) ve bükülme direncini 236 - 600 MPa'ya yükseltmektedir (62-64). Anterior ve posterior bölge kuronlar ile üç üyeli anterior bölge köprülerde alt yapı materyali olarak kullanılabilir (53). Ancak konnektör çapı okluzogingival olarak minimum 4 mm, bukkolingual olarak ise minimum 3 mm olmalıdır (65). Yapımı teknik hassasiyet gerektirmekte ve ışık geçirgenliği düşük olduğu için estetik açıdan yetersiz kalabilmektedir (50,51,53).

Opak altyapıya sahip In-Ceram Alumina'ya alternatif olarak 1994 yılında In-Ceram Spinell üretilmiştir. In-Ceram sistemleri arasında en translusent materyaldir. In-Ceram Alumina'dan farkı içerik olarak alüminyum oksit yerine, magnezyum alüminyum oksit ($MgAl_2O_4$) bulundurmasıdır. Bu oksit oldukça yüksek bir erime noktasına ($2135^{\circ}C$) sahiptir (47). Daha sonra yapıya ışık geçirgenliğinin artırılması amacıyla lantan cam infiltre edilmektedir. Bükülme direncinin In-Ceram Alumina'dan yaklaşık % 25 daha düşük (283-377 MPa) olduğu bildirilmiştir (50,66). Translusensisinin ise 2 kat fazla olması sebebiyle anterior bölgede tercih edilebileceği ifade edilmektedir (67). In-Ceram Spinell altyapılar CAD/CAM sistemleri ile prefabrike bloklardan freze edilebileceği gibi slip cast tekniği ile de üretilmektedir (62,68).

In-Ceram Zirconia, In-Ceram Alümina temellidir. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) olarak da isimlendirilebilen bu materyal, yapıcı % 65 cam infiltre alümina ve % 35 sinterlenmemiş zirkonya içermekte ve In-Ceram alüminadaki gibi hem slip cast yöntemi ile hem de prefabrike bloklardan freze ile üretilmektedir (62,69). Oldukça yüksek mekanik direnç göstermektedir. Bükülme direnci 421-800 MPa'dır (64,69,70) fakat opasitesinden dolayı estetik beklentinin yüksek olduğu anterior bölgelerde tercih edilmemesi tavsiye edilmektedir (3).

4.1.2.4. Polikristalin Seramikler

Bu grupta zirkonyum oksit ve alüminyum oksit altyapılar bulunmaktadır. Diğer güçlendirilmiş seramiklerden farklı olarak bu altyapı materyalleri tek fazlı olmakta ve herhangi bir cam faz içermemektedir.

a) Alüminyum Oksit İçerikli Seramikler

İlk olarak Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) firması tarafından piyasaya sürülen AllCeram % 99,9 oranında alüminyum oksit içermekte ve bükülme dayanımı 687 MPa'a ulaşmaktadır (53,62,71). İlk yıllarda yalnızca anterior ve posterior bölgelerde kuron restorasyonları yapılabilirken günümüzde inley, onley, laminate verner ve köprü restorasyonları da yapılabilmektedir. Presinterize alüminyum oksit bloklardan kazınan altyapılar tam olarak sinterlendikten sonra üst yapı porseleni ile tabakalanarak estetik restorasyonlar üretilebilmektedir. Kazıma üniteleri Amerika ve İsveç'te bulunmaktadır (71).

b) Zirkonyum Oksit İçerikli Seramikler

Zirkonyum elementi, periyodik tablonun D grubuna ait bir geçiş elementidir. Atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22'dir. Yoğunluğu 6,49 g/cm³, ergime noktası 1855°C, kaynama noktası 4409°C'dir (6). Doğada serbest olarak bulunmayan zirkonyumun en bilinen bileşikleri zirkonyum silikat (Zirkon, ZrSiO₄) ve zirkonyum oksit'tir (Zirkonya, ZrO₂). Zirkonyum oksit, Martin Heinrich Klaproth tarafından 1789 yılında değerli taşların ısıtılması ile elde edilen son reaksiyon ürünlerinden biridir (6,72). Dış hekimliğinde estetik beklentilerin artması ve yakın geçmişte CAD/CAM teknolojisinde yaşanan gelişmeler zirkonya seramiklerin kullanımını arttırmıştır.

Zirkonya yüksek mekanik dayanıma sahip, biyouyumlu ve inert bir materyaldir (2,73,74). Yapılan çalışmalarda zirkonyanın elastisite modülünün yaklaşık 200 GPa (75) ve kırılma dayanımının 900-1200 MPa olduğu ifade edilmektedir. Bu değerler alümina

esaslı seramiklerin yaklaşık 2 katı ve lityum disilikat esaslı seramiklerin yaklaşık 3 katıdır (41,71,75,76).

Zirkonya inert olarak kabul edilen bir materyaldir. Yüzeyini kaplayan oksit tabakası sayesinde ısı, nem ve asitlere karşı dirençlidir. Bu sayede ağız ortamında herhangi bir madde ile reaksiyona girmemektedir (74,77,78). Bu durum da biyoyumlu olmasının asıl sebebidir. Zirkonya ile ilgili yapılan çalışmalarda herhangi bir lokal ya da sistemik toksisite ve yan etki görülmemiştir (79–82). Ayrıca düşük termal iletkenlikleri sayesinde, oluşabilecek pulpa iritasyonu riskini azaltmaktadırlar (83).

Zirkonya az miktarda Uranyum (^{238}U), Radyum (^{226}Ra) ve Toryum (^{232}Th) içermektedir (84). Fakat saflaştırma işlemlerinden sonra tespit edilen uranyum konsantrasyonu 0,001 ile 0,007 Bq/g arasındadır (ISO 6872'ye göre en fazla 1,0 Bq/g). Tespit edilen radyoaktivite ise kabul edilebilir üst sınırın ($<100 \text{ Ghy}^{-1}$) altında kalmaktadır. Saflaştırılmış zirkonyadan elde edilen radyoaktivite değerleri çevresel ortamdan alınan radyasyonun altında olduğundan, uygun şekilde saflaştırılan zirkonyanın biyomedikal olarak kullanımı açısından herhangi bir sakınca olmadığı ifade edilmektedir (6).

4.2. Zirkonya Seramikler

4.2.1. Saf Zirkonya

Zirkonya; normal sıcaklıklarda hekzagonal kristalin yapıda olup zirkonil (ZrO^{+2}) ve zirkonat (ZrO_3^{-2}) grupları ihtiva etmektedir. Bu sebeple hem asidik hem de bazik özelliklere sahiptir. Zirkonya kristalleri; paralel kenarlı asimetrik prizmalara sahip monoklinik (m), dikdörtgen prizma formunda tetragonal (t) ve kare prizma formunda kübik (k) olmak üzere üç farklı kristal yapıya sahiptir. Saf zirkonya; oda ısısında monoklinik fazda olup, 1170°C 'ye kadar bu faz stabildir. Bu sıcaklık değerinin üzerine çıktığında $1170\text{-}2370^\circ\text{C}$ arasında tetragonal forma, 2370°C 'nin üzerinde ise kübik forma geçmektedir (2,6,15).

Fırınlama sonrası saf zirkonya soğurken 1070°C'den itibaren her 100°C'de mikro yapı tetragonal fazdan monoklinik faza (t-m) geçiş yapar. Bu durum başarısızlık açısından yüksek önem taşıyan %3-5 oranında hacimsel genleşme oluşturur. Bu genleşme ise saf zirkonyanın yapısında bulunan mikro çatlaklarda baskı gerilimleri oluşturarak kırıklara neden olabilmekte ve mekanik özellikleri düşürmektedir (77,85,86). Bu durumun önüne geçilmesi yüksek sıcaklıklarda stabil olan tetragonal fazın oda sıcaklığında da stabil kalmasını sağlamak ile mümkün olmaktadır. Bu amaçla saf zirkonyanın yapısına magnezyum oksit (MgO), yttrium oksit (Y₂O₃) ve kalsiyum oksit (CaO) gibi çeşitli metal oksitler ilave edilerek tetragonal fazın stabilizasyonu sağlanmaktadır (2,6,73,77,87,88). Tam kararlı (stabil) zirkonya elde etmek için materyalin yapısına %16 mol CaO (hacimsel olarak %7,9), %16 mol MgO (hacimsel olarak % 5,86) ya da %8 mol Y₂O₃ (hacimsel olarak %13,75) stabilizatör eklenmesi gerekmektedir. Fakat tam kararlı zirkonyanın sertliği ve termal şok direnci oldukça yüksek olduğundan diş hekimliğinde kullanım alanı bulunmamakta, çoğunlukla mühendislik alanlarında aşındırıcı amaçlı kullanılabilir (6,77).

4.2.2. Parsiyel Stabilize Zirkonya (PSZ)

Saf zirkonyanın yapısına azar azar eklenen stabilizatör, daha düşük ısılarda tetragonal faza geçiş yapılmasını sağlamaktadır. Bu sayede oda sıcaklığında monoklinik, kübik ve tetragonal fazların aynı anda yapı içerisinde bulunması sağlanarak kısmi bir stabilizasyon gerçekleştirilmektedir. Oluşan bu çok fazlı yapıya parsiyel (kısmi) stabilize zirkonya adı verilmektedir. Parsiyel stabilize zirkonyanın mekanik özellikler açısından diş hekimliğinde zirkonyanın en kullanışlı hali olduğu ifade edilmektedir (6,77).

4.2.2.1. Yttria ile Stabilize Tetragonal Polikristalin Zirkonya (Y-TZP)

Saf zirkonyaya % 2-3 oranında Y₂O₃ ilave edildiğinde, oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunan ve çok ince partikül boyutlarına sahip tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) elde edilmektedir (73,77,89). 90'lı yıllarda medikal alanda sıklıkla kalça protezlerinde tercih edilen Y-TZP, 2000'li yılların başından itibaren karşılaşılan kırık vakaları sebebiyle büyük oranda terkedilmiştir. Y-TZP günümüzde; yüksek kırılma ve

aşınma dayanımı, düşük elektriksel ve termal iletkenlik, ağız ortamında bulunan asit ve alkali ortamlara yüksek dayanıklılık gibi üstün temel özellikleri sayesinde dental alanda oldukça ilgi çeken bir materyaldir (4,6). Diş hekimliğinde prefabrike bloklardan freze edilen restorasyonlar daha sonra sinterize edilerek kullanılmakta ve popüleritesini giderek arttırmaktadır (90).

Y-TZP görünür ışık dalga boylarında tamamen opak olması nedeniyle dental rehabilitasyonlarda altyapı materyali olarak kullanıma oldukça uygundur. Zirkonya matriksindeki büyük grenler ışığı dağıtarak, renklenmiş dişlerin ya da gizlenmesi gereken postların maskelenmesinde oldukça başarı göstermektedirler (50). Fakat zirkonya altyapıların sahip oldukları bu opasite kimi zaman dezavantaj oluşturmakta ve bu durumda zirkonyanın yapısına seryum, bizmut ve demir gibi renklendirici ajanlar katılarak venter materyalinin altından yansıyabilecek zirkonyanın renklendirilmesi mümkün olmaktadır. Ancak bu uygulamanın renk stabilitesi açısından verileri sınırlıdır (91,92).

4.2.2.2. Magnezyum ile Parsiyel Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ)

Saf zirkonyanın yapısına %8-10 oranında magnezyum oksit katılması ile elde edilen parsiyel stabilize zirkonya tipidir. Bu materyalin sinterlenmesi 1680 -1800°C'de yapılmakta ve yüksek teknik hassasiyet gerektirmektedir. Mg-PSZ 30-60 µm'lik büyük gren boyutu nedeniyle poröz bir yapıdadır ve günümüzde dental uygulamalarda düşük aşınma direnci sebebiyle tercih edilmemektedir (77,93). Denzir M. (Dentronic AB, Skellefteå, İsveç) örnek olarak verilebilir.

4.2.3. Zirkonya Seramiklerin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

Üstün mekanik özellikleri ile metal alt yapıya iyi bir alternatif olan zirkonyanın sahip olduğu yüksek kırılma dayanımını açıklayan, 'ısı genleşme katsayısı farkı' ve 'iç stres oluşumu' olmak üzere iki teori bulunmaktadır.

Isı genleşme katsayısı farkı: Zirkonya içerisindeki kübik faz ile tetragonal faz arasında ısı genleşme katsayısı farkı bulunmaktadır. Tetragonal fazın ısı genleşme katsayısı $6,5 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$ iken, kübik fazın ısı genleşme katsayısı $10,5 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$ 'dir. Aradaki bu fark, ısı işlemler sırasında yapı içerisinde mikro çatlaklar oluşturan bir iç gerilim meydana getirmekte ve ileride oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtarak çatlak ilerlemesini önleyici bir etki göstermektedir (77).

İç stres oluşumu: Parsiyel stabilize zirkonyanın tetragonal yapıdaki partiküllerine stres uygulandığında matriks içindeki düzenli tetragonal faz, daha hacimli olan monoklinik faza dönüşmektedir. Bu faz dönüşümü sırasında kristallerde %3-5 oranında oluşan hacimsel artış, yapı içerisinde var olan çatlakların uçlarında baskı gerilimleri meydana getirmektedir. Genleşme sonucu ortaya çıkan iç gerilim nedeniyle kırıkların ilerlemesi için çok daha yüksek bir enerji gerekmektedir. Kırık uçlarında gözlemlenen martensitik (yayınımsız kayma) tipi dönüşüm, enerji absorbe eden ve mekanik özellikleri geliştiren mekanizmanın kaynağıdır (77,94). Zirkonya, 'dönüşüm sertleşmesi' olarak adlandırılan ve diğer polikristalin seramiklerde bulunmayan bu özelliği sayesinde, yüksek kırılma dayanımına sahiptir (3,53,64,75,77,84,95–100).

Zirkonyanın mekanik özelliklerini etkileyen faktörler; stabilizatör miktarı, partiküllerin boyutu ve şekli, zaman, ısı, nem ve yüzey uygulama işlemleridir.

4.2.3.1. Stabilizatör Miktarı

Stabilizatör miktarının yapı içerisinde artması faz dönüşümünü hızlandırmaktadır. En yüksek mekanik özelliklerin %2-3 oranında Y_2O_3 eklenmesi sonucu ortaya çıktığı belirtilmekte, stabilizatör oranı yükseldikçe tetragonal faz oranı azalırken partikül boyutu artmakta ve stabilite bozulmaktadır (101). Ayrıca yüksek Y_2O_3 oranı sinterleme ısını düşürerek materyalin daha poröz bir yapıya sahip olmasına yol açmaktadır (102). Yapı içerisindeki porözite mekanik özellikleri etkileyen diğer bir değişkendir ve artan porözite oranı çatlakların ilerleyişi üzerinde etkili olarak, materyalin mekanik özelliklerini negatif yönde etkilemektedir (7,103).

4.2.3.2. Partikül Boyutu ve Şekli

Zirkonyanın partikül boyutu ve şekli, materyalin mekanik özelliklerini direkt olarak etkilemektedir. Gren boyutu 1 µm'nin altına indiği zaman t-m faz dönüşümüne yatkınlık azalmakta ve stabilite artmaktadır. Fakat gren boyutu 0,2 µm'nin de altına indiğinde mekanik özellikler azalmakta ve kırılma dayanımı artmaktadır (2). İdeal kırılma dayanımı için partikül boyutunun 0,3 µm olması gerektiği belirtilmektedir (104). Stabilizatör oranının artmasının partikül boyutunun artmasına neden olarak mekanik özellikleri negatif yönde etkilediği, en yüksek kırılma dayanımının %2-3 oranında Y₂O₃ ve 0,3 µm partikül boyutu olan zirkonya ile elde edildiği ifade edilmektedir (101).

4.2.3.3. Sıcaklık

Zirkonya altyapıların spontan kırılmaları klinik olarak karşılaşılabilecek en zorlu durumlardan biridir. Bu durum zirkonyanın yaşlanma problemleri ile açıklanmakta ve ilk olarak Kobayashi tarafından 1981 yılında bildirilmiştir (105). Göreceli düşük seviyelerdeki ısı artışı Y-TZP içerisinde t-m faz dönüşümünü tetikleyerek materyalin stabilitesini bozmakta ve mekanik özelliklerini negatif etkilemektedir. Eğer materyal 100-400°C sıcaklığa uzun süre maruz kalırsa “düşük ısı bozunumu” (LTD - Low Temperature Degradation) olarak adlandırılan ve spontan gelişen tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş gerçekleşerek mekanik özellikler negatif yönde etkilenecektir (15,77). Bu yaşlanma süreci, yüzey grenleri ile başlamakta daha sonra materyalin derinliklerine doğru yayılarak esneme direncini düşürmektedir. Düşük ısı bozunumu sebebiyle faz değiştiren her bir gren genişlerken etrafında bir stres oluşturmakta ve materyalin derinliklerine doğru ilerleyen çatlaklara yol açarak spontan kırılmaların yaşanmasına sebep olabilmektedir (106). Ortamda var olan nem de bu bozunumu desteklemektedir. Zirkonyanın tetragonal fazda kalmasını engelleyen her türlü uyaran düşük ısı bozunumunu tetikleyebilmektedir (77). Bu problemin zirkonya restorasyonlar için ne kadar büyük bir problem olacağı henüz kesin olarak bilinmemektedir (106). Y-TZP'nin mekanik özellikleri genellikle ısı işlemlerden sonra azalmaktadır. Ancak su soğutması altında yapılan pürüzlendirme işlemleri negatif etki yaratmamaktadır. Bu işlemler faz dönüşümüne neden olarak

yüzeyde mikroçatlaklar oluşturabilecek yüksek miktardaki monoklinik tabakayı azaltmakta ve kompresif alanların oluşumuna neden olmaktadır (107).

4.2.3.4. Nem

Materyalin maruz kaldığı nem, zirkonyanın yapısına OH⁻ iyonlarının giriş ve çıkışına sebep olmaktadır. Bu geçişin hacim artışı ile sonuçlanan geri dönüşümlü faz değişimlerine sebep olarak gerilim ve stresler oluşturduğu belirtilmektedir. Bu dönüşüm ilk olarak yüzeydeki grenlerde hacimsel artış ile birlikte mikroçatlakların oluşumuna ve suyun giderek daha derine ulaşmasına zemin hazırlamaktadır (91,108). Ani gelişen t-m dönüşümünün, derin çatlakların oluşumuna zemin hazırlayan zirkonyum hidroksit (Zr-OH) varlığına bağlı olduğu ifade edilmektedir. Zr-OH bağlarının oluşumu t-m faz dönüşümünü hızlandırarak çatlakların artışına sebep olmaktadır. Bu korozyon çatlağı mekanizmasının, materyalin tabaka tabaka ayrışmasına sebep olarak, restorasyonun ömrünü kısaltabileceği ileri sürülmektedir (109). Ancak Piconi ve ark. ile Swab materyalin maruz kaldığı nemin klinik uygulamada direkt olarak mekanik dirence bir etkisi olmadığını, fakat yüksek sıcaklık ile birlikte nemin var olması durumunda faz dönüşüm reaksiyonunun hızlanacağını belirtmektedir (77,110). Deville ve ark. düşük ısı bozunumuna rezidüel streslerin etkisinin, yüzeydeki pürüzlülüğten daha etkili olduğunu belirtmiştir. Polisajın, rezidüel çizikler etrafındaki yaşlanma sonrası t-m dönüşümlerine yol açabileceğini ifade etmiş, 1200°C'de 2 saat ısı uygulanmasının materyaldeki stresleri azaltarak, polisaj yapılan alana göre düşük ısı bozunumuna daha az eğilimli hale geldiğini belirtmiştir (111).

4.2.3.5. Zaman

Yaşlanma; zaman içerisinde stabil olan tetragonal fazdan kontrolsüz biçimde stabil olmayan monoklinik faza geçiş sonucu mekanik özelliklerin bozulması olarak tanımlanabilmektedir. Y-TZP gibi cam matris içermeyen polikristalin materyaller ağız gibi nemli ortamlarda uzun dönemde yaşlanma eğilimindedirler. Bu durumun nem varlığında ve özellikle 200°C sıcaklığın üzerinde gerçekleştiği belirtilmektedir (77).

Swab yaşlanmayı şu şekilde özetlemiştir (110);

- Kritik sıcaklık aralığı 200°C ile 300°C arasındadır,
- Yaşlanma sonucunda yapının dayanıklılığı, doygunluğu ve yoğunluğu azalmakta, monoklinik faz miktarı artmaktadır,
- t-m faz dönüşümü materyalin yüzeyinde başlayarak yapının içerisine doğru ilerlemektedir,
- t-m faz dönüşümü nedeniyle mekanik özellikler bozularak; yapıda mikro ve makroçatlaklar oluşmaktadır,
- Ortamda nem varlığında t-m faz dönüşümü artmaktadır,
- Partikül boyutunun azalması ve stabilize edici oksit miktarındaki artış t-m faz dönüşüm oranını azaltmaktadır.

4.2.3.6. Yüzey İşlemleri

Prefabrike zirkonya bloklar kullanılarak altyapı üretiminden, bu altyapıların üzerine viner materyallerinin uygulanması ve restorasyona son halinin verilmesine kadar geçen sürede materyale uygulanan işlemler, restorasyonun uzun dönem mekanik özelliklerinde değişikliklere sebep olabilmektedir. Zirkonya yüzeyine aşındırma ve kumlama gibi mekanik işlemler uygulandığında, yüzeyde faz değişimi yaşanan bir tabaka meydana gelmektedir (107). Aşındırma işlemleriyle oluşan bu tabakada baskı gerilimleri oluşmakta, fakat bu tabakanın kalınlığı aşırı artmadığı sürece materyalin mekanik özelliklerine pozitif etki etmektedir. Aksi halde alt tabakalara doğru uzayan çatlaklar meydana gelebilmektedir (2,36). Bu çatlakların uzunluğu yüzeyde oluşan baskı tabakasını geçerse materyalin mekanik özelliklerini negatif etkilemeye başlamaktadır (112). Ek olarak aşındırma sırasında oluşan yüksek ısı ve gerilimler t-m faz dönüşümünü tetikleyerek materyalin bükme dayanımı üzerinde negatif etki göstermektedir (113).

Kumlama işlemi frez ile aşındırmaya göre çok daha hassas bir işlemdir. Kumlama ile yüzeyden uzaklaştırılan materyal çok daha az seviyede olmakta, ısı ve gerilim çok daha düşük seviyelerde gerçekleşmektedir. Kumlama ile oluşan mikro çatlaklar yüzeyde oluşan gerilim tabakasını geçmediğinden materyalin mekanik özelliklerine pozitif yönde katkı yapmaktadır (96,114–116). Kosmac ve ark. yaptıkları çalışmada zirkonya örneklerine

uygulanan aşındırma işlemlerinin bükme dayanımını azaltırken kumlama işleminin bükme dayanımını arttırdığını bildirmiştir (112). Guazzato ve ark. ise zirkonya örneklerle farklı yüzey işlemleri uyguladıkları çalışmalarında kumlama yapılan grubun bükme dayanımının artmasının, monoklinik fazın kumlama sonrasında oransal olarak artışına (%9,5) bağlı olduğunu ifade etmişlerdir. Monoklinik fazın artışına bağlı olarak yüzeyde oluşan baskı tabakasının, çatlakların ilerlemesine engel olarak dayanımı arttırdığını belirtmişlerdir (107). Cilalama işlemleri açısından ise araştırmacılar farklı sonuçlar ortaya koymuşlardır. Papanagiotou ve ark. zirkonya örneklerle uygulanan cila işlemlerinde, kuvvetlerin faz değişimine neden olabilecek büyüklükte olmadığını, oluşan ısının ise t-m faz dönüşümüne neden olabilecek seviyelere ulaşmadığını belirtirken (117), Deville ve ark. üretim ve cilalama sırasında oluşabilen mikro çatlakların 20 µm derinliğe ulaşabildiklerini ve sonuç olarak yaşlanmayı hızlandırabileceklerini belirtmişlerdir (111).

4.2.4. Zirkonya Seramiklerin Üretimi

Zirkonya esaslı bloklar benzer kimyasal bileşimlere sahiptirler fakat farklı üretim şekillerinde farklı tipte bloklar elde edilebilmektedir. Genel olarak 3 başlık altında toplanabilmektedirler.

4.2.4.1. Sinterlenmemiş Zirkonya Seramikler

Herhangi bir sinterleme işlemi uygulanmaksızın Y-TZP tozunun basınçsız şekilde preslenmesi yolu ile elde edilen blok tipidir. Bu tip bloklar tebeşir formunda oldukça yumuşak bloklardır ve kazıma işlemleri oldukça hızlı yapılabilir. Sinterleme işlemi, kazıma işlemi tamamlandıktan sonra yapılarak materyal yoğunlaştırılmakta ve ihtiyaç duyulan mekanik özellikler kazandırılmaktadır (2).

4.2.4.2. Non-HIP Zirkonya Seramikler

Yarı sinterlenmiş ya da presinterize olarak bilinen bu zirkonya bloklar; ısı uygulanmaksızın CIP “Cold Isostatic Pressing” (eş basınçlı soğuk presleme) yöntemi ile basınç altında sıkıştırılan zirkonya tozunun (Green stage zirkonya), 1350- 1550°C’de 2-

5 saat süreyle ön sinterleme işlemine tabi tutulması ile elde edilir. Bu tozun blok haline getirilebilmesi için yapısında bağlayıcı madde bulunmaktadır. Bu madde genellikle hacimce %2 oranında bulunan hafniyum oksit (HfO₂)'tir ve ön sinterleme işlemi sırasında elimine olmaktadır (2). Yapılan bu ön sinterleme işlemi sırasında materyale uygulanan ısı ve ısıtma hızı materyalin mekanik özelliklerini etkileyebilmektedir. Örneğin ısıtma işlemi gerekenden hızlı yapılırsa bağlayıcı maddenin hızlı eliminasyonuna ve üretilen bloklarda çatlaklara neden olabilmektedir (2,118). Gerekenden yavaş uygulanan ön sinterleme işlemi ise sertliğin yüksek seviyede olmasına neden olarak aşındırma işlemlerini zorlaştıracığından, hem üretim süresini uzatmakta hem de aşındırıcı frezlerin yıpranmasını hızlandırmaktadır (118).

Non-HIP bloklar % 40 yoğunluğa sahiptirler. Sinterleme işlemi tam olarak uygulanmadığı için yapı oldukça porözdür ve mekanik özellikleri zayıftır (84). Son sinterizasyon sırasında restorasyon yaklaşık 25% oranında büzülme ve son boyutlarını almaktadır. Bu nedenle freze işleminden önce restorasyonun tasarımının daha büyük yapılması gerekmektedir. Bu büzülme yaklaşık 1000°C'de başlamaktadır. Üretici firmalar arasında farklılık göstermekle birlikte final sinterizasyon 1350-1550°C'de 2 ile 8 saat arasında değişmekte ve sonuç olarak blok %99 yoğunluğa ulaşmaktadır. Sinterleme sonrasında, rezidüel streslerin önlenmesi amacıyla zirkonyanın 200°C'ye kadar fırında soğumasının beklenmesi önerilmektedir (2).

HIP zirkonya blok üreticileri, Non-HIP zirkonya bloklarda görülen bu büzülmenin marjinal adaptasyonu negatif etkileyerek, periodontal hastalık insidansında artışa ve sekonder çürüklere neden olabileceğini ileri sürmektedirler. Fakat Sailer ve ark. non-HIP zirkonya restorasyonlarda %22 oranında sekonder çürük rapor etmiştir (19). Reich ve ark. ise yaptıkları çalışmada non-HIP zirkonya altyapılı restorasyonların marjinal adaptasyonlarını incelemişler ve ortalama marjinal aralığı 77 µm olarak ifade etmişlerdir. Bu değer klinik olarak kabul edilebilir aralıkta olduğu belirtilmektedir (119). Günümüzde presinterize blok üreten firmalar Lava (3M ESPE, Almanya), Procera Zirconia (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), IPS e.max Zir CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ve Cercon (Dentsply-Degudent, Almanya) sistemleridir.

4.2.4.3. HIP Zirkonya Seramikler

HIP; “Hot Isostatic Pressing” (eş basınçlı sıcak presleme) kelimesinin baş harflerinden oluşmaktadır. Bu teknik seramik endüstrisinde kullanılan özel bir sinterleme yöntemidir. HIP yalnızca bir sinterleme tekniğidir ve blokların kimyasal yapısında herhangi bir farklılık bulunmamaktadır. Non-HIP zirkonya bloklara oranla dayanıklılıkları yaklaşık %20 fazladır (75).

HIP olarak adlandırılan tam sinterlenmiş blokların üretiminde ilk aşama, blokların yaklaşık 1300°C’de sinterlenerek %95 yoğunluğa ulaşılmasının sağlanmasıdır. Sonrasında partikül yoğunluğunu arttırmak amacıyla 1400-1500°C’de, basınç altında ve argon atmosferinde ikinci bir ısıl işlem uygulanmaktadır. Bu işlemin sonunda yapı gri-siyah bir renk almakta ve materyal oksitlenip tamamen beyaz olana dek, oksijen içeren ortamda ve atmosfer basıncında sinterlenmeye devam edilmektedir. Sinterleme işleminin sonunda bloklar %99 yoğunluğa ulaşmaktadır (2,86,120).

HIP zirkonya bloklarda sinterleme işlemi kazıma işlemlerinden önce tamamlandığı için restorasyonların üretiminden sonra herhangi bir büzülme gerçekleşmemektedir. Bu nedenle presinterize bloklarda yapılan daha büyük kazıma işlemi bu bloklarda uygulanmamaktadır. Bu durum tam sinterlenmiş blokların avantajları arasında yer almaktadır. Fakat aşındırma işlemi presinterize bloklara göre daha uzun zaman almakta ve farklı kazıma frezlerine ihtiyaç duyulmaktadır (2,86,120). Aşındırma sırasında kullanılan frezler zirkonyanın yapısını etkilemektedir. Aşındırıcılığı fazla olan frezler süreyi kısaltırken yüzey pürüzlülüğünü arttırmaktadır. Bu aşındırma işlemleri sırasında zirkonya yüzeyinde monoklinik faza dönüşüm reaksiyonları gelişmektedir. Kalın grenli frezlerle yapılan aşındırmalar bu tabakanın kalınlığını geçen uzunluklarda çatlaklara neden olarak mekanik özellikleri negatif etkileyebilmektedir (3,85,107,121). DC-Zircon (DCS Dental AG, Almanya) ve Denzir (Decim AB, İsveç) firmaları HIP zirkonya bloklar üretmektedirler.

4.2.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Bloklar

CAD/CAM sistemlerinin gelişimi ile birlikte hasta başında üretim yapılması fikri giderek popülaritesini arttırmıştır. Bu nedenle birçok firma prefabrike CAD/CAM blokları üretmiş ve piyasaya sunmuşlardır.

4.2.5.1. Standart Y-TZP Bloklar

Günümüzde sıklıkla tercih edilen zirkonya blokların kimyasal yapıları benzerlik göstermektedir. Genel olarak bloklar %87-95 oranında ZrO_2 , %4-6 oranında Y_2O_3 ve diğer oksitleri içermektedir. Kırılma dayanımları 900-1200 MPa arasında, elastisite modülüsleri ise yaklaşık 210 GPa'dır (122). Birçok farklı firmada farklı ebatlarda zirkonya bloklar mevcuttur.

4.2.5.2. Monolitik Y-TZP Bloklar

Polikristalin seramiklerin translusensileri materyalin kimyasal ve mikro yapısına göre değişkenlik göstermektedir. Düzensiz partiküller ve porözite, translusensiyi azaltmaktadır. Monolitik bloklar, standart bloklara göre daha yüksek translusensi göstermektedirler. Standart zirkonya blokların içerisinde mekanik özellikleri geliştiren fakat translusensi üzerinde negatif etki gösteren organik bağlayıcılar bulunurken, monolitik zirkonya bloklarda yapı içerisindeki atomlar herhangi bir bağlayıcıdan destek almaksızın birbirlerinin içerisine geçmektedir. Yapılarındaki nanopartiküller sayesinde porözite içermemeleri ve alümina içeriğinin %0,01 seviyesine kadar indirilebilmesi sayesinde ışık geçirgenlikleri arttırılabilmektedir. Renklendirme işlemlerinin yapılabilmesi de estetik özelliklerini geliştirmektedir (123).

Monolitik zirkonya translusent özellikleri sayesinde hem altyapı materyali olarak, hem de herhangi bir üst yapıya ihtiyaç duymaksızın kullanılabilir. Ayrıca mekanik özelliklerinin yeterli olması sayesinde, interokluzal mesafenin yeterli olmadığı bölgelerde restorasyonun 0,3-0,5 mm'ye kadar inceltilebilmesine imkan vermektedir (123).

4.2.6. Zirkonya Alt Yapılı Restorasyonlar

CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler ile birlikte zirkonya, kron ve köprü restorasyonlarında altyapı materyali olarak kendini kanıtlamıştır (16,19,24,90,124–126). Zirkonya altyapılı seramik restorasyonlar ile ilgi yapılan klinik çalışmalarda yüksek başarı oranları rapor edilmektedir (16,24). Fakat zirkonya opak beyaz renktedir ve estetik bir venter materyali ile maskelenme gerekliliği bulunmaktadır (127). Venter materyali olarak sıklıkla kullanılan cam seramikler estetik, biyouyumluluk, renk stabilitesi, düşük plak tutulumu ve yüksek aşınma direnci açısından son derece başarılıdır (2,14,15). Fakat teknik hassasiyet gerektiren ve zaman alan üretim aşamaları, karşıt dentisyonda aşınmalar ve chipping gibi negatif özellikleri de bulunmaktadır (16–21). Yapılan çalışmalarda chipping insidansının %0-54 aralığında olduğu belirtilmektedir. (16,19,124–126,128–131). Bu durumun nedenleri çeşitli araştırmacılar tarafından; porselenin zayıf noktaları ve porözitelerinden (132), aşırı yükleme ve yorgunluktan (133), zirkonya ile feldspatik porselenin farklı termal genişleme katsayılarından (19,134,135), zirkonya altyapının yetersiz desteğinden (19,136) ve porselenin düşük kırılma direncinden (19,137) kaynaklanıyor olabileceği ifade edilmektedir. Chipping sonucunda ortaya çıkan başarısızlıkların çoğu için kompozit materyaller ile tamir (20) veya keskin kenarların polisajı (22,23) gibi çözümler üretilse bile çoğunlukla restorasyonun yenilenmesinin gerektiği araştırmacılar tarafından belirtilmektedir (19,24,25).

Tabakalanmış porselenin chipping potansiyelini azaltmak amacıyla çeşitli teknikler geliştirilmiştir. Bu amaçla geliştirilen tekniklerden biri presleme tekniğidir (overpressing technique). Bu teknikle yüksek dirençli porselenin ısı ile preslenmesi ve geleneksel tabakalama tekniğinden daha iyi bir zirkonya-porselen bağlantısı elde edilmesi (138), porselenin homojenitesinin ve yoğunluğunun artırılması hedeflenmektedir (139,140). Yapılan bir klinik çalışmada posterior üç üye sabit restorasyonlarda zirkonya altyapı üzerine preslenen lityum disilikat cam seramik materyalin üç yıllık klinik takibi sunulmuş ve sonuç olarak herhangi bir chipping yaşanmadığı ifade edilmiştir (131). Fakat preslenebilir seramiklerin chippingi engellemediği de rapor edilmektedir (132,141).

Zirkonya altyapı tasarımındaki eksikliklerin, venter materyalinin yetersiz desteklenmesine neden olarak chippinge yol açabileceği düşünülmektedir. Bu nedenle anatomik tasarımlı altyapılar ile her bölgede uygun porselen kalınlığı sağlamanın chipping riskini azaltacağı düşünülmektedir. Bu sayede bütün venter materyali homojen kalınlıkta işlenebilecek ve restorasyonun her bölgesinde zirkonya alt yapı tarafından desteklenebilecektir (136,142). Tinschert ve ark. bu tekniği kullanarak ürettikleri restorasyonları üç yıl takip etmişler fakat yine de 65 restorasyonda dört adet chipping görüldüğünü belirtmişlerdir (143).

Swain termal işlemlerden kaynaklanan rezidüel stresin zirkonya altyapılı restorasyonlardaki chippingin sebebi olabileceğini ileri sürmüştür. Araştırmacıya göre termal genleşme katsayıları arasındaki farklılık, venter materyalinin kalınlığı ve soğuma hızının chippingdeki temel faktörler olduğunu, restorasyonun fırından çıkarılmadan önce henüz cam transisyon ısısının üzerindeki sıcaklıklarda yavaş soğutulmasının materyal içerisinde yüksek gerilim kuvvetlerinin oluşmasını engelleyerek chipping insidansını düşürmeye yardımcı olabileceğini savunmaktadır (144).

Venter materyalinin değiştirilmesi ise bir diğer düşüncedir. İlk olarak Kobayashi ve ark. tarafından ortaya atılan, indirekt kompozitlerin plastik ve viskoelastik özellikleri (26) sayesinde sahip oldukları fonksiyonel avantajlarından (27) zirkonya alt yapı restorasyonlarda yararlanma düşüncesi çeşitli araştırmacılar tarafından desteklenmiştir (28–31).

4.2.7. Zirkonya Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemleri

Zirkonya ile diğer materyaller arasında güçlü bir bağlantının kurulabilmesi, mikromekanik ve kimyasal bağlantı sağlanabilmesi ile mümkün olmaktadır (74).

4.2.7.1. Mekanik Bağlantı Oluşturmak Amacıyla Yapılan Yüzey İşlemleri

Dental seramiklere güvenilir bir adezyon sağlamak için ilk adım yüzey işlemleri ile yüzey pürüzlülüğünü arttırarak rezin materyalin oluşan mikroretantif alanlara akmasını

sağlamak ve oluşan kilitlenme ile bağlanma dayanımını arttırmaktır (8). Artan yüzey pürüzlülüğü; yüzey gerilimini düşürerek ıslanabilirliği arttırmakta ve yüzey alanını arttırarak mikromekanik retansiyon oluşturmaktadır (145).

a) **Alüminyum Oksit Partikülleri ile Kumlama**

Alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri ile kumlama tekniği uzun dönemdir rezin ile zirkonya arasında mikromekanik bir bağlantı kurulabilmesi için uygun yüzey pürüzlülüğünün elde edilmesini sağlamak amacıyla kullanılmıştır (114–116,145–147). Kumlama; 30 μm 'den 250 μm 'ye kadar çeşitli boyutlardaki alüminyum oksit partiküllerinin, belirli bir mesafeden ve belirli bir basınç altında zirkonya yüzeyine püskürtülmesi sonucu yüzeyde oluşturulan aşınma ile pürüzlülük oluşturulması mantığına dayanmaktadır (148–151).

Kumlama ile oluşturulan yüzey pürüzlülüğü sayesinde yüzey alanı arttırılarak, yüzey enerjisi ve ıslanabilirlik arttırılmış olur (152). Çeşitli araştırmalar kumlama sonrasında, zirkonya ile rezin materyallerin bağlanma dayanımının anlamlı derecede arttığını ifade etmişlerdir (7,114–116,149–151,153–156). Guazzato ve ark. kumlama ile pürüzlendirilen zirkonya yüzeyinde oluşan monoklinik fazdan zengin katmanın baskı tabakası oluşturarak, kumlama sonucu oluşan çatlakların ilerlemesini engellediğini belirtmişlerdir (107). Wang ve ark. 50 μm 'lik Al_2O_3 partikülleri ile yapılan kumlamanın t-m faz dönüşümü sonucu yarattığı sıkıştırma kuvvetleri ile zirkonya altyapının mekanik özelliklerine pozitif katkıda bulunduğunu belirtmiştir (157)

b) **Asit ile Pürüzlendirme**

Silika içerikli cam seramiklerde hidroflorik (HF) asit ile yüzey pürüzlülüğünün arttırılması kendini kanıtlamış bir yöntemdir. Asit uygulaması ile cam matriks ortamdan uzaklaştırılarak kristalin yapılar ortaya çıkarılmaktadır. Klinik uygulamalarda, %2.5-10'luk konsantrasyonlarda 2-3 dakika boyunca uygulanan hidroflorik asit ile pürüzlendirilen alandan sağlanan mikromekanik retansiyon sayesinde bağlantı

güçlendirilebilmektedir (158,159). Zirkonya yapısal olarak silika fazı içermediğinden asitleme yeterli pürüzlendirme oluşturmayarak bağlantıya pozitif etki sağlayamamaktadır (11,74,138).

c) Döner Aletlerle Pürüzlendirme

Döner aletlerle birlikte kullanılan elmas frezler, karbon separeler ve taş möletler ile zirkonya yüzeyinde retansiyon oluşturmak amacıyla işlemler yapılabilmektedir. Su soğutması altında, düşük devirde ve düşük baskı altında yapılan pürüzlendirme, kritik seviyenin altına inen çatlaklar oluşturmadan yüzey pürüzlülüğünün arttırılmasını sağlayabilmektedir (85,113,160). Kalın grenli frezlerle yapılan aşındırmalar ise yüzeydeki stresi arttırarak derine inen çatlakların oluşmasına ve mekanik direncin düşmesine sebep olabilmektedir (87,113,160).

d) Lazer ile Pürüzlendirme

Lazer kelimesi; “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” ifadesinin baş harflerinin kısaltmasıdır. İlk lazer Theodore H. Maiman tarafından 1960 yılında geliştirilen 0,694 μm dalga boyuna sahip Yakut (Ruby) lazerdir. Daha sonra 1961 yılında Neodymium:Yttrium-Aluminum-Garnet (Nd:YAG) lazer bulunmuştur (161).

Lazer ışını, cihazın içerisindeki birbirine paralel iki adet aynanın arasında oluşmaktadır. Bu aynalardan biri diğerine oranla daha az yansıtıcıdır ve üretilen fotonlar aynalar arasında yansıtılarak uyarılmış yayılma gerçekleştirilmektedir. Daha az yansıtıcı olan aynadan arka tarafa sızan foton demeti lazer ışını oluşturmaktadır (161). Lazer ışını, elde edilışinden kaynaklanan sebeplerden ötürü normal ışıktan farklıdır. Lazer foton demeti tek renkli (monokromatik), doğrusal (kolime) ve içerdiği fotonlar aynı fazdadır (koherent). Bu özel olarak üretilmiş ışın demeti çeşitli parametrelere sahiptir ve bunlar uygulayıcı tarafından ayarlanabilmektedir (162).

Oluşturulan lazer ışını demetinin dokuya etkisinde en önemli belirleyicilerden biri “dalga boyu”dur. Dalga boyu mikrometre ($\mu=10^{-6}$) veya nanometre ($\text{nm}=10^{-9}$) cinsinden

ifade edilmektedir. Her bir atımda yayılan enerji Joule (J) cinsinden hesaplanmakta ve fotonun iş yapabilme yeteneğini tanımlamaktadır. Birim zamanında yapılan iş lazerin gücünü belirlemekte ve 1 saniyede 1 Joule enerji ile yapılan iş 1 Watt (W) olarak ifade edilmektedir. Bir saniyedeki atım (pulse) sayısı lazerin frekansını belirlemekte ve Hertz (Hz) ile ifade edilmektedir. Dental lazerler sürekli ya da atımlı modda çalışabilmektedir (161).

Nd:YAG lazerler dalga boyu 1064 nm olan ve yalnızca atımlı modda kullanılabilen katı lazerdir. Aktif maddesi Neodmium:Yttrium Alüminyum Garnet'tir. Az miktarda da olsa hemoglobinde absorbe edilebildiğinden yumuşak doku cerrahilerinde, koagülasyon amaçlı kullanılabilir (162–164). Erbium lazerlerin ise 2780 nm dalga boyunda çalışan Erbium, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet (Er,Cr:YSGG) ve 2940 nm dalga boyunda çalışan Erbium: Yttrium Aluminum Garnet (Er:YAG) olmak üzere iki farklı dalga boyu ve aktif maddesi bulunmaktadır. Lazer demeti apatit kristalinin içerisindeki OH⁻ iyonu ve su tarafından absorbe edilerek hızlı bir buharlaşmaya sebep olmaktadır. Bu hızlı buharlaşma küçük patlamalar şeklinde oluşarak etrafındaki materyalin de ortadan kaldırılması (ablasyon) ile sonuçlanmaktadır. Erbium lazerlerin suya ve hidroksiapatite yüksek afinite göstermesi sebebiyle diş sert dokularında kullanıma oldukça uygun olan bu lazerler, özellikle su içeriği sağlıklı diş sert dokularından daha yüksek olan çürük diş dokusunun uzaklaştırılmasında kullanılabilir gibi, sağlıklı minenin pürüzlendirilmesi için de tercih edilmektedir (163,165–167).

Lazerin oluşturduğu enerjinin diş sert dokuları tarafından absorbe edilerek yüzey pürüzlendirmelerinde son derece başarılı bir şekilde kullanılabilirler araştırıcılar tarafından ortaya konmuştur (163,168). Yakın dönemde dental seramiklerde de yüzey pürüzlülüğü sağlamak amacıyla lazerlerin kullanılması ile ilgili pek çok araştırma yapılmıştır. Bu amaçla sıklıkla Er:YAG, Nd:YAG ve CO₂ tercih edilmektedir (145,169–177). Stübinger ve ark. Er:YAG ve CO₂ lazerlerin zirkonya yüzeyini pürüzlendirmede kullanıldıktan sonra yüzeyde oluşturdukları etkileri incelemiş ve mikroçatlaklar, pitler ve erimiş zirkonya alanları oluşturduklarını belirtmişlerdir (176). Ayrıca Üşümez ve ark. zirkonya yüzeyinde Nd:YAG lazer ile oluşturulan pürüzlülüğün makaslama dayanımını anlamlı derecede arttırdığını fakat aynı zamanda mikroçatlaklara ve yüksek oranda

monoklinik faz değişimine neden olduğunu belirtmiştir (175). Bu durumun temel nedeni lazer demetinin materyal yüzeyinde oluşturduğu ısıdır. Zirkonya gibi yüksek termal genleşme katsayısı ($10,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) olan materyallerde genleşmeye bağlı mikroçatlaklar ve oluşan ısı sonucu erimiş zirkonya alanları oluşabilmektedir (178).

Yüzeyde oluşan ısının engellenmesi amacı ile ultra hızlı atım (nanosaniye, pikosaniye ve femtosaniye) yapabilen fiber lazerlerin diş hekimliğinde kullanımı her geçen gün daha da popülerite kazanmaktadır. Ytterbium-doped fiber lazerlerin gelişimi Erbium lazerler ile paralellik göstermektedir. Yb^{+3} iyonu göreceli olarak daha düşük enerji seviyesinde iyon transisyonu sayesinde yüksek verimlilik sunmakta ve substrat yüzeyinde düşük ısı artışına neden olmaktadır (179). Yüksek güçlü, ultra hızlı, atımlı Ytterbium-doped fiber lazerler 1,030-1,080 nm dalga boyunda çalışmakta ve 1,064 nm dalga boyunda çalışan Nd:YAG lazerlere alternatif olarak düşünülebilmektedir. Ayrıca 80 W'ın üzerindeki maksimum güçleri ve mikrosaniyenin altındaki atım süreleri ile dental ve tıbbi uygulamalarda umut vaat eden bir teknolojidir (180).

Lorenzo ve ark. mine yüzeyinde kullanılan fiber lazerin, ortodontik braketlerin makaslama dayanımlarını anlamlı derecede arttırdığını belirtirken (181), yapılan çalışmalar fiber lazerlerin zirkonya üzerinde de pürüzlendirme oluşturarak, zirkonya ile rezin materyaller arasındaki makaslama bağlanma dayanımını anlamlı derecede yükselttiğini belirtmektedir (182–185). Ünal ve ark. ultra hızlı atım yapan Ytterbium-doped fiber lazerler kullanılarak oluşturulan yüzey pürüzlülüğünün zirkonya ile rezin siman arasındaki bağlantıya etkilerini incelemişlerdir. Bu çalışmaya göre Ytterbium-doped fiber lazerler ile yapılan pürüzlendirme sonucunda zirkonyada mikroçatlak oluşumu görülmemiş, anlamlı derecede yüzey pürüzlülüğü elde edilmiş ve kumlama ile pürüzlendirilen yüzeylere kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı elde edildiği ifade edilmiştir (182). Çalışmalarda fiber lazerlerin yüzeyde ısınmaya sebep olmadan kesin bir doğrulukta yüzey modifikasyonu yaptığı belirtilmektedir. Ek olarak bu teknik ile materyalin özelliklerini bozmadan yüzeyden çok ince bir tabaka uzaklaştırmak mümkündür (186,187). Ayrıca fiber lazerler ile yapılan pürüzlendirme sonrasında herhangi bir rezidüel element kalmamakta, oluşan yüzey pürüzlülüğü kalıcı olmakta ve bu sırada zirkonya yüzeyde herhangi bir faz değişimi yaşanmamaktadır (188).

4.2.7.2. Kimyasal Bağlantı Oluşturan Yüzey İşlemleri

a) Silan Bağlayıcı Ajanlar

Diş hekimliğinde kısaca silanlar olarak adlandırılan organosilanlar, çift yönlü reaktivite gösteren silisyum atomu içeren bileşiklerdir (103,148,189,190). Silan bağlayıcı ajanlar organik ve inorganik grupları bulunan bifonksiyonel materyallerdir ve genellikle restoratif uygulamalarda silika fazı içeren seramiklerin adeziv rezin ile bağlantısını sağlamak amacıyla kullanılmaktadır (189). Fakat zirkonyanın kimyasal yapısının neredeyse tamamen nonpolar olmasından dolayı hidrofobiktir ve yüzey enerjisi çok düşüktür. Yüzeyinde ihtiva ettiği çok düşük seviyedeki (yaklaşık %5) serbest hidroksil (–OH) grupları sebebiyle çok az sayıda kimyasal bağ kurabilmektedir (191). Ayrıca zirkonya, silika fazı ihtiva eden diğer cam seramiklerden daha kararlı olması ve kolaylıkla hidrolize edilememesi nedeniyle silan bağlayıcı ajanların kullanımı bağlanma dayanımını artırma konusunda yeteri kadar etkili olamamıştır (74).

b) Aktif Fosfat Monomeri İçeren Ajanların Kullanımı

Son yıllarda cam seramiklerde kullanılan silanların yerine, zirkonya ile bağlanma dayanımını arttırmak amacıyla metal oksitlere afinitesi yüksek MDP (10-metakriloksidil dihidrojen fosfat) ve organofosfatlar gibi aktif fosfat monomeri içeren primerlerin kullanımı popülerite kazanmaktadır. MDP asidik bir fosfat monomeridir ve ilk olarak metal oksitlerin bağlantısında kullanılmak amacıyla üretilmiş, son dönemde endikasyonları arasına zirkonya da girmiştir (192). MDP; diğer metal oksitlerde olduğu şekilde zirkonyada da spontan olarak oluşan pasif oksit tabakası ile bağlantı kurabilmektedir (193,194). MDP içerisindeki fosfadiester grubunun zirkonya yüzeyindeki OH⁻ iyonuna bağlanarak zirkonya yüzeyi ile rezin materyal arasında kuvvetli bir bağlantı kurabildiği düşünülmektedir (7,96,150,189,192–194). Organofosfat monomerleri ise silan moleküllerine benzer şekilde metakrilat fonksiyonel grupları içermektedir. Bu gruplar zirkonya yüzeyindeki oksit tabakası ile silan molekülünün silika ile kurduğuna benzer bir etkileşim oluşturmaktadır (103,195–197). Özellikle zirkonya

yüzeyine Al₂O₃ partikülleri ile kumlama işleminin ardından uygulanan primerlerin bağlanma dayanımını arttırdığı ifade edilmiştir (96,114,146,189,190,198–201).

c) Tribokimyasal Silika Kaplama

Zirkonya seramiklerin silan uygulaması ile bağlantı sağlayabilir hale getirilmesi amacıyla yüzeyi silika ile kaplama teknikleri geliştirilmiştir (202). Tribokimyasal silika kaplama yöntemi, zirkonyanın yüzeyini silika ile kaplamak için silika partiküllerinin materyal yüzeyine püskürtülmesi esasına dayanmakta, ek olarak yüzeyin pürüzlendirilmesini de sağlamaktadır (148,203,204). Hem laboratuvar (Rocatec, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) hem de klinik kullanıma (Cojet, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) uygun türleri bulunmaktadır (101,114,203–207).

Cojet uygulaması ile cam fazı içeren silika ile kaplanmış zirkonya yüzeyi hem silanlanmaya duyarlı hale gelmekte, hem de mikromekanik retansiyon sağlayacak yüzey pürüzlülüğü elde edilmektedir (156,208). Rocatec uygulamasında ise düzensiz şekilli alüminyum oksit partiküllerinin arasında bulunan düzgün şekilli silika partikülleri yüzeye çarpıp eriyerek zirkonya yüzeyine penetre olmakta, ayrıca yüzeyde 15 µm'ye kadar girintiler oluşmaktadır. Oluşan bu tabaka yüzeyine silan uygulanarak rezin materyal ile bağlantı sağlanabilmektedir (59,96).

Bir diğer silika kaplama yöntemi ise zirkonyanın üzerine siloksan kaplama çökeltten bir plazma sprey tekniğinin kullanılmasıdır. Derand ve ark. zirkonya yüzeyine hekzametildisiloksan (HMDS) çökeltten yüksek frekanslı bir jeneratör kullanmışlardır (155). HMDS polimerize edildiğinde silan gibi davranmakta; zirkonya ve rezin materyal arasında siloksan bağı oluşmaktadır. Ayrıca kumlama yapılmış yüzey üzerine uygulanması durumunda plazma kaplanmış zirkonyanın bağlanma dayanımını arttırdığı belirtilmektedir (74).

Yakın dönemde Piascik ve ark. zirkonya altyapı üzerinde silisyum oksit fonksiyonize yüzeyin oluşması için, kloro-silan gazının (SiCl₄) su buharı ile kombine edilmesi sonucu elde edilen özel bir buhar uygulamasını araştırmışlardır (209). Homojen

dağılımlı moleküler buhar çökeltisi ile ince bir yüzey kaplaması oluşturulabilmesi halinde uzun dönemde bağlanma dayanımının başarılı sonuçlar verdiğini ifade etmişlerdir (74).

Zirkonyanın yüzeyindeki silika fazını arttırma amaçlı bir diğer yöntem ise yüzeyi glazür seramiği uygulayarak hidroflorik asitle pürüzlendirdikten sonra silanlamaktır. Bağlantının tam olarak nasıl gerçekleştiği açığa çıkarılamamakla birlikte uzun dönemde başarılı bir bağlanma dayanımı gösterebileceği ifade edilmektedir (210). Glazür seramiği uygulamasının bir versiyonu olan ara yüz cam seramiği uygulaması (Crystall/.Connect, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ticari olarak piyasaya sürülmüştür. Bir tür düşük ısı porseleni olan bu malzeme, zirkonya altyapı ile üstyapı seramiğinin birleştirilmesinde kullanılmak amacı ile üretilmiştir (211).

d) Selektif İnfiltrasyon Asitleme ile Pürüzlendirme

Selektif infiltrasyon asitleme (SIE) tekniği, pürüzsüz zirkonya yüzeyinde ısı ile indükleme sonucunda grenler arası boşluklar oluşturulması ve bu boşluklara cam infiltrasyon edilmesi esasına dayanmaktadır (114,198). Oluşturulan cam tabaka daha sonra hidroflorik asit ile pürüzlendirilerek, rezin materyal ile nano mekanik kilitlemeyi sağlayan üç boyutlu inter-granüler porözite oluşturulmaktadır. Bu yöntem ile bağlanma için kullanılabilen yüzey alanı ve zirkonyanın nanomekanik retansiyonu artmaktadır (74).

4.3. İndirekt Kompozitler

Touati ve Mörmann 1980'lerde posterior inley ve onleylerde kullanılmak amacıyla geliştirilen birinci jenerasyon indirekt kompozitleri tanıtmışlardır. Bu indirekt kompozitler, direkt kompozitler ile aynı kimyasal kompozisyondan oluşmakta ve aynı üreticiler tarafından benzer isimler ile piyasaya sürülmekteydiler. Fakat laboratuvar testlerinde başarılı olmalarına karşın klinik olarak bekleneni verememiş, düşük aşınma ve kırılma dirençleri klinikte kullanımlarını kısıtlamış ve bu nedenle ikinci jenerasyon indirekt kompozitler geliştirilmiştir. Birinci ve ikinci jenerasyon indirekt kompozitler arasındaki farklılıklar 3 temel alandadır; yapısal kompozisyon, polimerizasyon teknikleri ve fiber ile güçlendirme (212).

4.3.1. Yapısal Kompozisyon

Yüksek strese maruz kalan alanlarda materyalin yüksek esneme dayanımı, yüksek elastik modülüs, düşük deformasyon ve yüksek yorulma direncine sahip olması beklenmektedir. Birinci jenerasyon indirekt kompozitlerde mikrofil (0,01-0,1 μ) doldurucu bulunurken ikinci jenerasyon indirekt kompozitlerde mikrohibrit (0,04–1 μ) doldurucu kullanılmıştır. Ayrıca doldurucu yüzdesi iki katına çıkarılarak mekanik özellikler geliştirilmiş ve organik matriks oranı düşürülerek polimerizasyon büzülmesi azaltılmıştır (212). 2. jenerasyon indirekt kompozitler, arttırılan doldurucu oranı ile hacmen ortalama %66 oranında inorganik seramik doldurucu ihtiva etmektedir. Bu sayede esneme direnci 120-160 MPa'ya ve elastisite modülüsü 8,5-12 GPa'a yükseltilmiştir (213).

4.3.2. Polimerizasyon Teknikleri

İlk jenerasyonda kullanılan ışık enerjisi ile polimerizasyon tekniğine ek olarak ısı uygulaması, vakum, basınç ve oksijensiz ortam gibi ek yöntemler ile polimerizasyon dönüşüm yüzdesinin arttırılması hedeflenmiştir (212).

4.3.2.1. Isı ile Polimerizasyon

İndirekt kompozitlerin polimerizasyonu için genel olarak önerilen ısı aralığı 120–140°C'dir. İdeal olarak uygulanan ısının kompozitin cam transisyon ısısının üzerinde olması gerekmektedir. Bu sayede polimer zincirlerinde anlamlı bir artış ve ek olarak yeni çapraz bağ oluşumu sağlanmaktadır (214). Işık ile polimerizasyon sonrası ısı uygulamasının dönüşüm yüzdesini arttırarak kırılma dayanımını elastisite modülüsünü ve mikro sertliği pozitif yönde etkilediği ifade edilmektedir (215). Isı otoklavlarda veya üretici firmanın önerdiği özel fırınlarda uygulanabilmekteyken, aşırı ısıtmanın kompozitin polimer zincirlerinde bozunmaya yol açabileceği de unutulmamalıdır (216).

Işıkla polimerizasyon sonrası uygulanan ısı ile, polimerize olmamış monomer sayısı azaltılmaktadır. Bu fenomen basit olarak iki basamakta gerçekleşmektedir. İlk

olarak reaksiyona girmemiş monomerlerin aktivitesi ısı ile arttırılmakta, daha sonra ısı ile rezidüel monomerler polimer zincirine kovalent bağlar ile bağlanmaktadır. Bu şekilde hem ısı hem de ışık ile polimerizasyon kombinasyonu, kurulan çift bağ sayısını arttırmaktadır. Yapılan çalışmalar hem ısı hem de ışık ile polimerizasyonun yalnızca ışık ile polimerizasyona göre aşınma direncini %35 arttırdığını göstermektedir (217).

4.3.2.2. Nitrojen Atmosferi

Ortamda havanın yani oksijenin varlığı polimerizasyonu inhibe ederek kompozit materyalin translusensisinde önemli bir rol oynamaktadır. Restorasyon içerisinde kalan havanın eliminasyonu final restorasyonun göreceli olarak daha translusent olmasını sağlamaktadır. Ayrıca restorasyonun içerisinde kalan hava kesecikleri aşınma direncini de düşürmektedir. Nitrojen basıncı materyalin polimerizasyonundan önce internal oksijenin eliminasyonunu sağlamakta, estetik ve aşınma direncini pozitif yönde etkilemektedir (218).

4.3.2.3. Yavaş Polimerizasyon Başlangıcı (Soft Start)

Yavaş polimerizasyon başlangıcı (soft start) kompozit materyale kademeli olarak artan güçte ışık enerjisi uygulanması ile karakterize polimerizasyon tekniğidir. Yavaş polimerizasyonun daha başarılı bir polimerizasyon sağladığı, hızlı bir polimerizasyonun ise prematür sertleşmelere ve dolayısı ile yeni kurulacak olan polimer zincirlerini engelleyerek final materyalin dönüşüm yüzdesini ve sertliğini düşüreceği ifade edilmektedir (219).

4.3.3. Fiber ile Güçlendirme

Fiber ile güçlendirilmiş kompozitler Smith tarafından 1960'larda tanıtılmıştır. Kompozitlerin mekanik özelliklerini arttırmak amacıyla polietilen fiberler, karbon/grafit fiberler ve cam fiberler değerlendirilmiştir (220). Cam ve polietilen fiberler günümüz diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen fiberlerdendir ve bu fiber lifler kompozitin yapısında

oluşan çatlakların ilerlemesini durdurarak yapısal direncini arttırmaktadır. Rezin matris ise fiberin yapısını koruyarak geometrik oryantasyonu tamamlamaktadır (221).

İndirekt kompozitlerin fiber ile güçlendirilmesi aşamasında birçok faktör etkili olmaktadır. Fiber liflerinin içeriği, yüzey yapısı, fiber liflerinin resin matris ile adezyonu, fiber lif sayısı, pozisyonu ve doğrultusu gibi faktörler ortaya çıkan son materyalin mekanik özelliklerinde rol oynamaktadır (222). Fiber lifleri lineer ya da dalgalı tipte üretilebilmektedir. Bu lifler uygulanan kuvvetin yönüne dik olarak pozisyonlandırıldığında materyalin kırılma dayanımına pozitif etki sağlamaktadır (223).

4.3.4. İndirekt Kompozitlerin Mekanik Özellikleri

İndirekt kompozitlerin mekanik özellikleri üzerinde, kullanılan polimerizasyon cihazlarının gücü, monomer dönüşüm yüzdesindeki artış, doldurucu yüzdesi, yapısal kompozisyon, partikül büyüklüğü ve dağılımının etkili olduğu belirtilmektedir (224). İndirekt kompozitlerin en önemli sorunlarından biri yetersiz aşınma dirençleridir (225). Aşınma temas alanlarında gerçekleşen bir plastik deformasyondur ve materyalin sertliği bu deformasyon üzerinde etkili olmaktadır. Mekanik aşınma; abrazyon aşınma, adeziv aşınma ve yorgunluk aşınması olmak üzere üç şekilde oluşmaktadır. Abrazyon aşınma iki materyalin birbirine sürtünmesi sırasında daha sert olan materyalin diğer materyal yüzeyinden madde kaldırması olarak tanımlanırken, iki materyalin teması sırasında soğuk kaynak (cold welding) oluşması durumunda materyal yüzeyinden parçaların kopmasına adeziv aşınma ismi verilmektedir. Uzun dönem tekrarlanan streslerin oluşturduğu mikro çatlaklar sebebiyle yüzeyden partiküllerin ayrılması durumu ise yorgunluk aşınması olarak adlandırılmaktadır (226). İndirekt kompozitlerdeki yüksek doldurucu yüzdesinin ve dönüşüm oranının aşınma direncini yükselttiği belirtilmektedir (227,228).

İndirekt kompozitler okluzal kuvvetleri absorbe edebilme özellikleri sayesinde, özellikle implant destekli restorasyonlarda ve periodontal açıdan kritik durumdaki dişlerde hem destek dokuların hem de restorasyonun ömrünü uzatabilmektedir (218). İlave polimerizasyon işlemleri ve arttırılmış inorganik doldurucu yüzdesi sayesinde ikinci jenerasyon indirekt kompozitlerin esneme dayanımının 120-160 MPa'a, elastisite

modülüslerinin ise 8,5-12 GPa'a yükseltildiği belirtilmiştir (213). Çiftçi ve Canay yaptıkları bir çalışmada venter materyallerinin stres dağılımı üzerine etkilerini araştırmış ve indirekt kompozit venter materyalinin feldspatik porselene kıyasla oluşan stresi %15 azalttığını belirtmişlerdir (27).

İndirekt kompozitlerin yapısındaki doldurucuların, kuvvet altında oluşan mikroçatlakların dallanmasına sebep olarak çatlak yüzey alanının genişlemesini ve böylece kırılma için gereken toplam enerjinin artmasını sağladığı ifade edilmektedir (229). Ek olarak doldurucu yüzdesinin %55'in üzerine çıkması durumunda kırılma dayanımında artış görüldüğü belirtilmektedir (230). Kamio ve ark. yaptıkları bir çalışmada zirkonya altyapılı indirekt kompozit restorasyonlar ile zirkonya altyapılı cam seramik restorasyonları kırılma dirençleri açısından karşılaştırmışlar ve her iki tip restorasyonun kırılma dayanımlarının benzer olduğunu ifade etmişlerdir (231).

4.3.5. İndirekt Kompozitlerin Optik Özellikleri

İndirekt kompozitlerle ilgili problemlerden biri tahmin edilemeyen renk stabiliteLERİDİR (232). Kompozit materyallerde renklenme iç ve dış olmak üzere iki grupta incelenebilmektedir. Dış renklenme kaynakları çoğunlukla tüketilen renklendirici içecekler ve sigara tüketimi gibi zararlı alışkanlıklardır (233,234). Dış renklenme sürecinin kaynağı olarak kompozit materyallerin su emebilme özellikleri gösterilmekte, kompozitin yapısına su ile birlikte renklendirici pigmentlerin de girerek dış kaynaklı renklenmelere yol açabilecekleri ifade edilmektedir (235). Polimerizasyon süreci, doldurucu partikül yapısı ve boyutu, foto inisiyatörler ve dönüşüm yüzdesinin ise iç renklenmeler üzerine etkili olabilecekleri ifade edilmektedir (236,237). Polimerizasyon sonrası indirekt kompozitlerde gerçekleşen renk değişimlerinin, ışık ile aktivasyonu sağlayan rezidüel fotoinisiyatörden (kamforokinon) kaynaklandığı düşünülmektedir (238). Bu durumun azaltılabilmesi için üretici firmanın direktiflerine uyulması ve tavsiye edilen fırınların kullanılması gerekliliği ifade edilmektedir (239–241). Bunun yanında uzatılmış polimerizasyon süresinin dönüşüm yüzdesini arttırarak renklenmeleri azaltılabileceği belirtilmektedir (236).

Cilalanabilirliğin doldurucu partikül büyüklüğü ve dağılımından etkilenmekte olduğu ve yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip restorasyonların renklenmeye daha yatkın oldukları ifade edilmektedir (242,243). Cilalama işlemleri ile azaltılan yüzey pürüzlülüğü restorasyonun estetik görünümü (244) ve renk stabilitesi üzerinde etkili olmaktadır (242). Cilalama sistemlerinde kullanılan aşındırıcıların partikül boyutları ve tipleri ile uygulanma sürelerinin yüzey pürüzlülüğü üzerinde etkili olduğu belirtilmektedir (245,246). Ek olarak Stawarczyk ve ark. düşük doldurucu oranı bulunan indirekt kompozitlerin optik özelliklerinin daha yüksek olduğunu ve başarılı bir cilalama işlemi sonrası renk stabilitesinin klinik olarak kabul edilebilir seviyede olduğunu ifade etmektedir (247).

4.4. Yaşlandırma Yöntemleri

Dental materyallerin uzun dönem başarısı ağız ortamına ne kadar direnç gösterebildikleri ile ilgilidir (248). Oral kavitede kullanılan materyaller; çiğneme kuvvetleri, parafonksiyonel alışkanlıklar, nem, pH ve sıcaklık değişimleri gibi değişkenlere sürekli maruz kalmaktadırlar. Bu durumlara karşı gösterdikleri direnç onların klinik ömürlerini belirlemektedir (249). Nem ve termal değişimlerin etkilerinin incelenmesi amacıyla sıvı içerisinde bekletme ve termal siklus uygulaması çalışmalarda sıklıkla tercih edilen yaşlandırma yöntemlerindedir.

4.4.1. Sıvı İçerisinde Bekletme

Test edilecek materyalin ağız ortamında maruz kaldığı nemi ve sıcaklığı taklit etmek amacıyla hazırlanan örneklerin, belirli süre ve ısılarda sıvı içerisinde bekletilmesi yöntemi pek çok araştırmacı tarafından kullanılan bir yöntemdir. Watanabe ve Nakabayashi, örnekler test edilmeden önce en az 6 gün 37°C'de bekletilmesi gerektiğini belirtmişlerdir (250). Mair ve Padipatvuthikul ise yapılan çalışmalarda bu sürenin 1 gün ile 3 ay arasında değişebileceğini ve sıcaklığın oda sıcaklığında ya da ağız ortamı sıcaklığında olabileceğini ifade etmişlerdir (251).

4.4.2. Termal Siklus

Bu yaşlandırma metodunda örnekler, ağızda kullanılan materyallerin maruz kaldığı sıcaklık değişimlerini taklit etmek amacıyla farklı sıcaklıklardaki su haznelerine daldırılmaktadırlar (251). Termal yaşlandırmanın bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi yadsınamaz seviyededir. Blatz ve ark. uygulanan termal siklusun özellikle yüksek dirençli seramiklerin rezin materyaller ile bağlanma dayanımlarını anlamlı derecede düşürdüğünü, bu nedenle *in vitro* çalışmalarda kullanımının klinik sonuçları taklit etmede önemli olduğunu ifade etmektedir (96).

Literatürde suda bekletme süreleri ve termal siklus sayıları ile ilgili ortak bir karar bulunmamaktadır. ISO TR 11405 (1994); 5-55°C arasında, aktarma zamanı ≥ 20 sn ve 500 siklusun yeterli olduğunu ifade etmektedir. Fakat Gale ve Darwel 500 siklusun çok düşük olduğu ve 10.000 termal siklusun 1 yıllık klinik fonksiyona karşılık geldiği düşüncesindedirler (252). Özcan ve Bernasconi bağlanma dayanımını inceleyen çalışmaları derledikleri meta-analizde en azından 5.000 siklusun kullanılması gerekliliğini belirtmiştir (253). Moressi ve ark. yaptıkları literatür taramasında, yalnızca derece aralığının ISO standartlarında belirtildiği aralıkta kabul gördüğünü, seçilen parametrelere bilimsel bir açıklama getirilmemle birlikte siklus sayısının ve süresinin çalışmalarda değişkenlik gösterdiğini ifade etmiştir (254).

4.5. Mekanik Test Yöntemleri

Diş hekimliğinde yeni geliştirilen materyallerin yapısal ve fiziksel özelliklerinin test edilmesi ve ortaya konan sonuçların birbirleri ile kıyaslanabilmesi için belirli laboratuvar testleri uygulanmaktadır. Uzun dönemde kendini kanıtlamış materyal ve yöntemlerin yeni geliştirilen materyal ve yöntemlerle kıyaslanarak başarı veya başarısızlıklarının test edilebilmesi klinik bilimin ve teknolojinin ilerlemesi için ilk adımdır. İncelenecek materyalin uygun test yöntemi ve örnek şekilleri ile test edilmesi, yapılmış diğer araştırmalar ile kıyaslanabilmesi açısından önem arz etmektedir. Kompozit materyallerin bağlanma dayanımlarını ölçme amacıyla en sık kullanılan test metotları; makaslama, mikro makaslama, çekme ve mikro çekme testleridir (253).

4.5.1. Makaslama Testi

Test edilecek örnek hareketsiz olan tutucu parçaya sabitlenip, düzeneğin hareketli parçası tarafından bağlantı ara yüzüne ayrılma gerçekleşene dek kuvvet uygulanması esasına dayanan test yöntemidir. Sıklıkla hareketli parçada genellikle bıçak sırtı formlu uçlar veya ilmik tel kullanılarak kuvvetin ara yüzde yoğunlaşması sağlanmaktadır (255–257).

Zirkonya-rezin materyal bağlantı çalışmalarında en yaygın kullanılan test metodunun makaslama olduğu, bunun sebebinin ise yöntemin basitliği, çabuk ve tekrarlanabilir olması ve sık kullanılan bir test olduğundan değerlerin diğer çalışmalarla daha kolay karşılaştırılabilir olmasından kaynaklandığı ifade edilmektedir (253). Bağlanma dayanımı; Newton (N) cinsinden elde edilen kuvvetin, yüzey alanına bölünmesi (N/mm^2) ile hesaplanarak Megapaskal (MPa)'a dönüştürülmektedir (258). Test edilecek malzemenin yüzey alanı arttıkça örnekte eğilme oluşmakta ve bu durum kontrol edilemeyen stresler oluşturarak ölçümlerin doğruluğuna gölge düşürebilmektedir. Bu nedenle test edilen bağlanma yüzey alanının mümkün olduğunca düşük tutulması gerekmektedir (37,259,260). ISO, makaslama bağlanma dayanımının ölçülmesinde düzeneğin hareketli kolunun hızının 0,45-1,05 mm/dk arasında olması gerektiğini bildirmiştir (ISO/TS 11405 2003).

4.5.2. Mikro Makaslama Testi

Sık kullanılan mekanik test yöntemlerinden bir diğeri ise mikro makaslama testidir. Bu test yönteminde bağlanma alanı 1 mm^2 olan mikrobarlar hazırlanmakta ve kuvvet bağlanma ara yüzüne uygulanmaktadır. Bağlanma yüzeyi çok küçük olduğundan uygulanan kuvvetin materyalde eğilmelere sebep olmadan bağlanma ara yüzünde yoğunlaşması testin doğruluğu açısından bir avantajdır (259,260). Fakat bu metotta örneklerin hazırlanmasının çok zaman alması, örneklerin kesilmesi sırasında oluşan titreşim ve ısının elde edilen bağlanma dayanımı değerlerine gölge düşüreceği düşüncesi ve henüz test uygulanmadan örneklerde ayrılmalar gözlenebilme ihtimali bulunmaktadır (261).

4.5.3. Çekme Testi

Bu test yöntemi bağlanma dayanımı test edilen örneğe her iki yönden çekme kuvveti uygulanarak bağlantının başarısız olduğu anın kaydedilmesi prensibine dayanmaktadır. En büyük limitasyonu örneklerin yapıştırma yüzeylerindeki düzensizliklerden kaynaklanabilecek farklı streslerin oluşumunun engellenmesi ve yapışma yüzeyinin tam olarak çekme düzlemine dik olmasının ayarlanmasındaki güçlüklerdir (260,262,263).

4.5.4. Mikro Çekme Testi

Geleneksel çekme testiyle aynı mantık üzerine kurulu bir test metodudur ve bağlanma yüzey alanı 1 mm^2 olan örneklere ters yönlerde kuvvet uygulanması esasına dayanmaktadır. Yüzey alanı küçük olduğundan uygulanan kuvvetin bağlanma ara yüzünde odaklandığı düşünülmekle birlikte, daha küçük örnekler hazırlanması gerekliliği nedeniyle daha hassas bir işlemdir. Örneklerin kesilmesi sırasında oluşabilecek defektler testlerin sonuçlarını etkilemekte, hatta örneklerin test edilemeden başarısızlıkla sonuçlanmasına neden olabilmektedir (260,264,265).

4.6. Materyal Yüzeyini İncelemede Kullanılan Yöntemler

Materyallerin yüzey profillerini incelemek ve çeşitli büyütme altında görüntüler elde etmek amacıyla profilometre, stereomikroskop, AFM ve SEM kullanılmaktadır.

4.6.1. Stereomikroskop

Stereomikroskop bir çeşit optik mikroskoptur ve göreceli düşük büyütmelerde örneklerin incelenmesi amacı ile kullanılmaktadır. Çift yönden gönderilen ışık ve her iki gözle birden örneklerin incelenebilmesi sayesinde üç boyutlu bir derinlik algısı yaratmaktadır. Bu mikroskop standart ışık mikroskopları ile karıştırılmamalıdır. Işık mikroskoplarında her iki göz de aynı görüntüyü görmekte ve açısız farklılık yaratılmamaktadır (266).

4.6.2. Profilometre

Örneğin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kullanılan bu yöntemde elmas bir tarayıcı uç örnek yüzeyinde gezdirilerek pürüzlülük değerleri hesaplanır (267). Yüzeyin ortalama pürüzlülüğü “Ra” (Average Roughness) olarak tanımlanır ve yüzeydeki bütün tepe ve çukurların merkez hatta mesafesinin aritmetik ortalamasının alınması ile hesaplanır. Art arda gelen 5 parçanın ortalama tepe ve çukur yüksekliğine Rz adı verilmektedir (268,269).

4.6.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Binning ve ark. tarafından 1986 yılında geliştirilen bu mikroskop materyallerin yüzey görüntülemelerinin yapılmasında kullanılmaktadır. 3 boyutlu ölçüm yapan AFM özel bir örnek hazırlığı gerektirmemektedir. Vakumlu bir ortama ihtiyaç duymayan AFM katı ya da sıvı ortamda bile görüntü alarak diğer mikroskoplara kıyasla çok daha pratiktir. Fakat tek bir tarama görüntüsü verebilmesi, çözünürlüğünün düşük olması ve en fazla 150 μm^2 ’lik bir alandan görüntü alabilmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (270).

4.6.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Temel olarak örnek yüzeyinin elektron demeti ile taranması prensibine dayanan SEM, tarama için özel olarak hazırlanmış örneklere ihtiyaç duymaktadır. İlk olarak incelenecek örnek yüzeyi 200 Å kalınlığında altın ile kaplanmaktadır. Ardından kimyasal işlemlerden geçirilerek kurutulan ve belirli boyutlarda oluşturulan örneklere yöneltilecek elektron demeti, örneğe çarparak saçılır. Saçılan elektronlar algılayıcılar tarafından toplanarak yüzeyin topografisi, yapısı ve bileşenleri hakkında bilgi edinilmesini sağlamaktadır. Yüksek çözünürlükte ve çok büyük büyütme oranlarında görüntü alınmasına imkan veren bu görüntüleme metodu AFM’den daha geniş alanları tarayabilmesi açısından avantajlıdır. Fakat inceleme öncesi yüzey kaplaması gerektirmesi ve yalnızca vakumlu ortamda görüntü alabilmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (271,272).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda standart Y-TZP bloklara alüminyum oksit partikülleri ile kumlama veya ultra hızlı ytterbium-doped fiber lazer ile yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulandıktan sonra 4 farklı zirkonya primeri ile zirkonya-indirekt kompozitlerin bağlanma dayanımı incelendi. Çalışmamızda kullanılan materyaller Tablo 1’de verilmiştir.

Çalışma aşamaları:

- Zirkonya örneklerin prefabrike bloklardan kesilerek hazırlanması
- Zirkonya örneklerin sinterlenmesi
- Zirkonya örneklerin yüzey hazırlıkları öncesi standardizasyonu ve yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçümü
- Zirkonya örneklerin yüzey pürüzlendirme işlemleri
- Yüzey işlemleri sonrasında yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçümü
- Zirkonya örneklerin temizlenmesi ve gruplara ayrılarak farklı primerlerin uygulanması
- İndirekt kompozitlerin tepimi
- Termal yaşlandırma
- Makaslama bağlanma dayanımı ölçümü
- Steromikroskop ile başarısızlık tiplerinin incelenmesi
- SEM görüntülerinin alınması
- İstatistiksel değerlendirme

Tablo 1. Çalışmada kullanılan materyaller

Marka	Üretici Firma	Materyal	İçerik	Parti No
IPS e.max ZirCAD	Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn	Yttrium ile stabilize zirkonyum oksit blok	% 87-95 ZrO ₂ HfO ₂ , Al ₂ O ₃ , Y ₂ O ₃ ve diğer oksitler	R67363
Clearfil Ceramic Primer Plus	Kuraray Noritake, Tokyo, Japonya	Zirkonya primeri	3-Metakriloksipropil trimetoksilan (3-MPS), 10-Metakriloloksidetil dihidrojen fosfat (10-MDP), etanol	1V0001
Monobond Plus	Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn	Zirkonya primeri	3-Metakriloksipropil trimetoksilan (3-MPS), 10-Metakriloloksidetil dihidrojen fosfat (10-MDP), sülfid metakrilat, metakrilat fosforik asit ester, etanol	U03528
Signum Zirconia Bond	Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya	Zirkonya primeri	Primer: 10-Metakriloloksidetil dihidrojen fosfat (10-MDP), asetik asit, aseton Bond: metil metakrilat, difenil (2,4,6-trimetilbenzoil) fosfin oksit	010500
Z-Prime Plus	Bisco; Schaumburg, IL, ABD	Zirkonya primeri	Organofosfat monomer, karboksilik asit monomer, bifenil dimetakrilat (BPDM), hidroksietil metakrilat (HEMA), etanol	1500005 281
Solidex	Solidex, Shofu Dental, Almanya	Işıkla sertleşen seramik dolduruculu mikrohibrit kompozit sistemi	53% inorganik ve seramik mikrofilamentler, 25% multi-fonksiyonel rezin kopolimerleri, 22% konvansiyonel rezinler/ışık inisiyatörleri	031225

5.1. Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

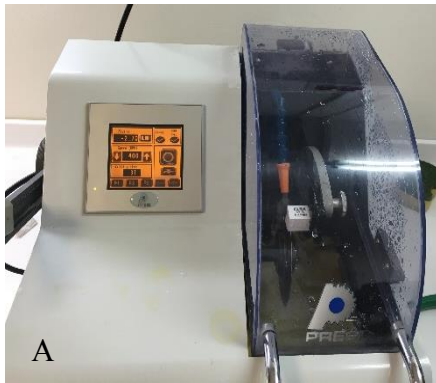
Çalışmamızda kullanılan zirkonya örnekler 8 adet presinterize zirkonya bloktan (IPS e.max ZirCAD B40 L, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) kesilerek hazırlanmıştır (Resim 1).



Resim 1. Prefabriye zirkonya blok

5.1.1. Zirkonya Blokların Kesilmesi

Deney örneklerinin hazırlanması amacıyla zirkonya bloklar 400 devir/dk hızla su soğutması altında çalışan hassas örnek kesme cihazıyla (Mecatome T180, Presi, Fransa) kesici diskin (Diamond Wafering Blade, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, ABD) kalınlığı da hesaba katılarak 2,7 mm aralıklarla dilimlere bölündü. Toplamda 110 adet 19 x 15 x 2,5 mm'lik örnek elde edildi (Resim 2 A, B). Örnek boyutları dijital kumpas (Dijital Kumpas, Retta, İstanbul, Türkiye) ile ölçülerek kontrol edildi.



Resim 2. A: Hassas örnek kesme cihazı, **B:** Elde edilen örnekler

5.1.2. Zirkonya Örneklerin Sinterlenmesi

Örnekler çapakların temizlenmesi sonrasında sinterleme fırınında (Protherm Furnaces, Alserteknik, Türkiye) üretici firma önerisi doğrultusunda 1500°C’de 8 saat süreyle sinterlendiler (Resim 3). Sinterleme sonrası %20 oranında boyutsal değişiklik gösteren dikdörtgen şeklindeki örneklerin son boyutları dijital kumpas ile 15 x 12 x 2 mm olarak ölçüldü.



Resim 3. Sinterleme fırını

5.1.3. Zirkonya Örneklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Ölçümü

Hazırlanan örnekler yüzey standardizasyonu amacıyla su soğutmalı cilalama cihazında (Minitech 233, Presi, Fransa) 600 grit abraziv kağıt ile cilalandı ve yüzey pürüzlülükleri profilometre cihazı (MarSurf M 300c, Mahr Metrology, Almanya) ile ölçülerek kaydedildi (Resim 4).



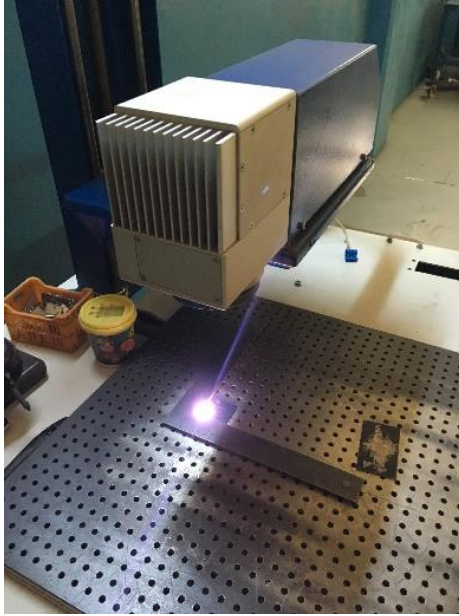
Resim 4. Profilometre

5.1.4. Zirkonya Örneklerin Pürüzlendirilmesi

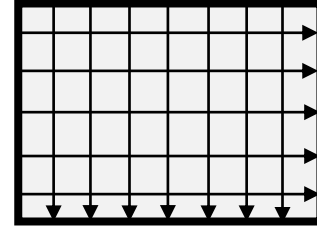
Toplam 110 adet örnek yüzey hazırlıkları için rastgele 55'şerli iki gruba ayrıldı.

5.1.4.1. Fiber Lazer Grubu

Yüzey pürüzlendirilmesi amacıyla 55 adet örneğe Ytterbium-doped fiber lazer ile (Laseral Pulse, Lazermak, İstanbul, Türkiye) non-kontakt modda, 85 Watt gücünde, 25 kHz frekansta, 100 nanosaniyelik atımlar ile, 4.000 mm/s hızla yüzey taranarak pürüzlendirme yapıldı. Pürüzlendirme işlemi 0,01 mm'lik atım aralıkları kullanılarak, bir yatay ve bir dikey olmak üzere 2 tarama şeklinde gerçekleştirildi (Resim 5 ve Şekil 1).



Resim 5. Ytterbium-doped fiber lazer cihazı



Şekil 1. Lazer uygulama yönleri

5.1.4.2. Kuşlama Grubu

55 adet örnek, dental kuşlama cihazı (Basic Master, Renfert, Almanya) kullanılarak, 50 µm partikül boyutundaki Al₂O₃ kum ile 10 mm mesafeden, 0,2 MPa basınç ile 20 saniye pürüzlendirildi (Resim 6).



Resim 6. Kumlama cihazı

5.1.5. Yüzey İşlemleri Sonrası Örneklerin Temizlenmesi ve Pürüzlülük Ölçümü

Yüzey pürüzlendirme işlemleri sonrasında bütün örnekler ultrasonik temizleyicide (Maxwell Ultrasonic Cleaner, Türkiye) aseton içerisinde 10 dk süreyle temizlendi, daha sonra yıkandı ve yağ içermeyen hava spreyi ile kurutuldu (Resim 7).



Resim 7. Ultrasonik temizleme cihazı

Zirkonya örneklerin temizlenmesinin ardından yüzey pürüzlülük değerleri profilometre ile yeniden ölçüldü. Her gruptan beşer adet örnek SEM değerlendirmesi için ayrıldı. Daha sonra her iki gruptaki 50'şer adet örnek rastgele, 10'ar adet örnek içeren alt gruplara ayrıldı. Çalışma grupları Tablo 2'de gösterildiği şekildedir.

Tablo 2. Çalışma grupları

Grup Kısaltmaları	Çalışma Grupları
KC	Kumlama + Clearfil Ceramic Primer Plus
KM	Kumlama + Monobond Plus
KS	Kumlama + Signum Zirconia Bond
KZ	Kumlama + Z-Prime Plus
KP	Kumlama Primersiz
LC	Lazer + Clearfil Ceramic Primer Plus
LM	Lazer + Monobond Plus
LS	Lazer + Signum Zirconia Bond
LZ	Lazer + Z-Prime Plus
LP	Lazer Primersiz

5.2. Primer Uygulaması ve İndirekt Kompozit Tepimi

5.2.1. Clearfil Ceramic Primer Plus

Zirkonya örneklerin üzerine tek kullanımlık bir fırça yardımı ile 60 sn boyunca uygulandı ve yağ içermeyen hava spreyi ile kurutuldu (Resim 8).



Resim 8. Clearfil Ceramic Primer Plus

5.2.2. Monobond Plus

Zirkonya örneklerin üzerine tek kullanımlık bir fırça yardımı ile 60 sn boyunca uygulandı ve yağ içermeyen hava spreyi ile kurutuldu (Resim 9).



Resim 9. Monobond Plus

5.2.3. Signum Zirconia Bond

Primer ve bond olmak üzere iki tüpten oluşan bu sistemde üretici firmanın talimatları doğrultusunda ilk olarak primer tek kullanımlık bir fırça yardımı ile 60 sn boyunca uygulandı ve yağ içermeyen hava spreyi ile kurutuldu. Daha sonra bond yüzeye uygulandı ve ışık cihazı (Elipar S10, 3M ESPE, ABD) ile 90 sn boyunca polimerize edildi (Resim 10).



Resim 10. Signum Zirconia Bond

5.2.4. Z-Prime Plus

Zirkonya örneklerin üzerine üretici talimatına uygun olarak tek kullanımlık bir fırça yardımı ile her kat 15'er saniye olmak üzere 2 kat uygulandı ve yağ içermeyen hava spreyi ile kurutuldu (Resim 11).



Resim 11. Z-Prime Plus

5.2.5. Kontrol Grupları

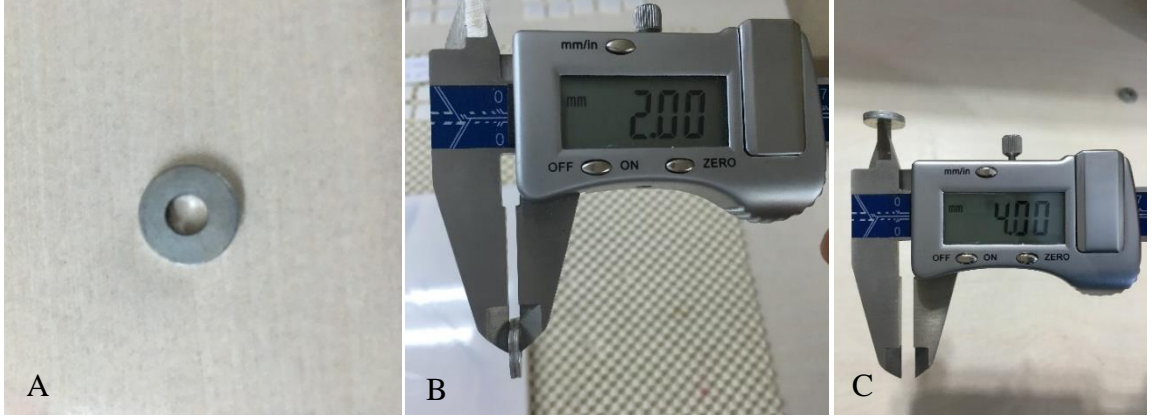
Lazer uygulaması veya kuşlama ile pürüzlendirme yapılan gruplarda birer kontrol grubu oluşturuldu ve herhangi bir primer kullanılmaksızın indirekt kompozit tepimi gerçekleştirildi.

5.2.6. İndirekt Kompozit Tepimi

Bütün zirkonya örneklerin merkezine indirekt kompozit materyal (Solidex, Shofu Dental, Almanya) tepimi gerçekleştirildi (Resim 12).



Resim 12. İndirekt kompozit



Resim 13. A, B, C: İndirekt kompozit tepiminde kullanılan metal kalıp

Bu işlemin standardizasyonu için iç çapı 4 mm, yüksekliği ise 2 mm olan paslanmaz çelik bir kalıp hazırlandı (Resim 13 A,B,C). Kalıp içine tepilen kompozitler iki tabaka halinde uygulandı ve ışık cihazı ile fırınlama öncesi polimerizasyonları sağlandı. Daha sonra final polimerizasyon için indirekt kompozit üretici firmasının önerdiği polimerizasyon fırınında (Solidilite V, Shofu Dental, Almanya) firma talimatlarına uygun şekilde 5 dakika süre ile polimerize edildi (Resim 14).



Resim 14. İndirekt kompozit polimerizasyon fırını

5.3. Termal Siklus Uygulaması

Örneklere, termal siklus cihazında (Thermocycler, SD Mechatronik, Almanya) 5-55°C'de 30 sn sıcak banyo, 15 sn dış ortam, 30 sn soğuk banyo olacak şekilde 5.000 termal siklus uygulandı (Resim 15).



Resim 15. Termal siklus cihazı

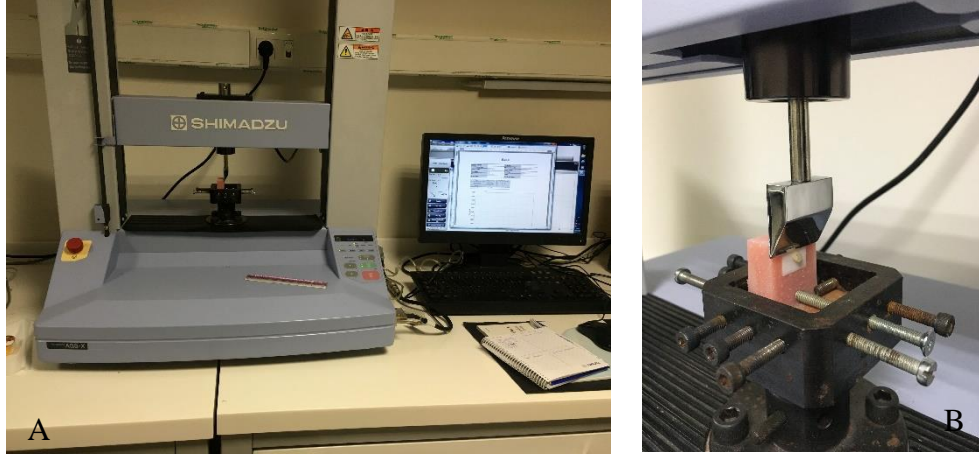
5.4. Bağlanma Dayanımı Ölçümü

Üniversal test cihazının tutucu tablasına uygun formda örnekler hazırlamak amacıyla 30 x 30 x 20 mm boyutlarında silikon kalıplar oluşturuldu. Zirkonya örnekler, bu kalıplar içerisine tepilen oto polimerizan akriliklerin (Vertex Self-Curing, Vertex Dental, Hollanda) üst kenarına yakın konumda yerleştirildi (Resim 16).



Resim 16. Akriliklere gömülmüş örnekler

Örneklere üniversal test cihazı (Shimadzu Autograph AGS-X, Shimadzu, Japonya) kullanılarak bıçak sırtı formundaki uygulayıcı uç ile 0,5 mm/s hızla kuvvet uygulandı ve Newton (N) cinsinden elde edilen değerler kaydedildi. Bu değerler bağlanma yüzey alanı olan 12,56 mm²'ye bölünerek megapaskal (MPa) cinsine çevrildi (Resim 17 A, B).



Resim 17. A: Üniversal test cihazı, **B:** Kuvvet uygulanan örnek

5.5. Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Örneklerin bağlanma yüzeyleri stereomikroskop (XTS 30, Beijing Tech Instruments, Çin) ile 30X büyütme altında incelendi ve adeziv, koheziv ve miks olmak üzere 3 sınıfta değerlendirildi (Resim 18).



Resim 18. Stereomikroskop

5.6. SEM Analizi

SEM analizi için her pürüzlendirme grubundan beşer adet örnek ayrıldı ve SEM analizi Kocaeli Üniversitesi Mühendislik Fakültesi laboratuvarında bulunan taramalı elektron mikroskobu (JSM 6060 Scanning Electron Microscope, JEOL Ltd, Japonya) ile gerçekleştirildi. SEM analizi öncesi örnekler alüminyum blok üzerine yerleştirildi ve inceleme yapılacak yüzeyler altın ve karbon kaplama cihazı (BAL-TEC SCD 005 Sputter Coater, BAL-TEC AG, Lihtenştayn) ile 200 Å kalınlığında altın ile kaplandı. 100X, 250X, 500X, 1000X ve 1500X büyütmelerde yüzey görüntüleri alındı (Resim 19).



Resim 19. Taramalı elektron mikroskobu

5.7. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel değerlendirme, IBM SPSS 20.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) paket programı ile yapıldı. Normal dağılıma uygunluk testi Kolmogorov-Smirnov Testi ile değerlendirildi. Nümerik değişkenlerin normal dağılım gösterdiği saptandığından bu değişkenler ortalama \pm standart sapma şeklinde ifade edildi. Kategorik değişkenler ise frekans (%) olarak verildi. Nümerik değişkenler için normal dağılım varsayımı sağlandığından gruplar arası karşılaştırmalar Student t-testi ile, bağımlı örneklem karşılaştırmaları ise eşleştirilmiş t-testi ile yapıldı. Kullanılan tekniğin ve oluşturulan alt grupların bağımlı değişken üzerindeki etkisini araştırmak amacıyla iki-yönlü varyans analizi kullanıldı. Çoklu karşılaştırma testleri Bonferroni yöntemi ile yapıldı. İstatistiksel olarak anlamlılık için $p < 0,05$ yeterli kabul edildi.

6. BULGULAR

6.1. Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırılması

Yüzey işlemleri uygulanmadan önce ve uygulandıktan sonra kaydedilen “ μm ” cinsinden ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (Ra) eşleştirilmiş t-test metodu kullanılarak analiz edilmiştir. Başlangıç ve pürüzlendirme sonrası ortalama pürüzlülük değerleri Tablo 3’te verilmektedir. Buna göre hem kumlama grubu hem de lazer grubu başlangıç pürüzlülük seviyelerine göre anlamlı derecede pürüzlülük kazanmıştır ($p<0,001$).

Tablo 3: Başlangıç ve pürüzlendirme sonrası yüzey pürüzlülüklerinin karşılaştırılması (Eşleştirilmiş t-testi)

Yüzey İşlemi	N	Ra İlk Ort. \pm SS	Ra Son Ort. \pm SS	Sig.
Lazer	50	0,36 \pm 0,04	1,23 \pm 0,07	,000
Kumlama	50	0,36 \pm 0,03	0,76 \pm 0,05	,000

Değerler “ μm ” cinsinden hesaplanmıştır.

Pürüzlendirme yöntemlerinin birbirlerine göre üstünlüklerinin tespit edilmesi için bağımsız örneklem t-testi uygulanmıştır. Buna göre lazer ile pürüzlendirilen örnekler, kumlama ile pürüzlendirilen örneklerden anlamlı derecede daha fazla pürüzlülük kazanmıştır ($p<0,001$) (Tablo 4).

Tablo 4. Pürüzlendirme tekniklerinin karşılaştırılması

Teknik	N	Ra Son	Ort. Std. Hata	Sig.
Kumlama	50	0,76 \pm 0,05	,006	,000
Lazer	50	1,23 \pm 0,07	,010	,000

Değerler “ μm ” cinsinden hesaplanmıştır.

6.2. Makaslama Değerlerinin Karşılaştırılması

Makaslama bağlanma değerlerinin analizi için iki yönlü varyans analizi yapılmıştır. Çoklu karşılaştırmalar için ise Bonferroni testi uygulanmıştır (Tablo 5). Buna göre pürüzlendirme ve primer uygulaması bağlanma değerlerinde anlamlı derecede artış sağlamaktadır ($p<0,001$). Ek olarak pürüzlendirme yöntemleri ile primer uygulaması kombinasyonu da bağlanma değerlerini anlamlı derecede arttırmaktadır ($p<0,001$).

Tablo 5. İki yönlü varyans analizi

Kaynak	Kareler toplamı	Serbestlik derecesi (Df)	Kareler ortalaması	F	Sig.
Düzeltilmiş Model	1129,080	9	125,453	46,940	,000
Kesim noktası	5493,626	1	5493,626	2055,514	,000
Pürüzlendirme	533,749	1	533,749	199,709	,000
Primerler	442,316	4	110,579	41,375	,000
Pürüzlendirme * Primerler	153,015	4	38,254	14,313	,000

Pürüzlendirme yöntemleri arasında karşılaştırmada ise lazer ile pürüzlendirilen örneklerin ortalaması, kumlama ile pürüzlendirilen örneklerden daha yüksek bağlanma değerleri göstermişlerdir (Tablo 6).

Tablo 6. Ortalama bağlanma dayanımları tablosu

Teknik	N	Ortalama	Std. Sapma	Median	Max.	Min.	Sig.
		(MPa)					
Lazer	50	9,72	3,72	10,17	16,18	3,31	,000
Kumlama	50	5,10	1,78	5,03	10,14	1,47	
Toplam	100	7,41	3,71	6,17	16,18	1,47	

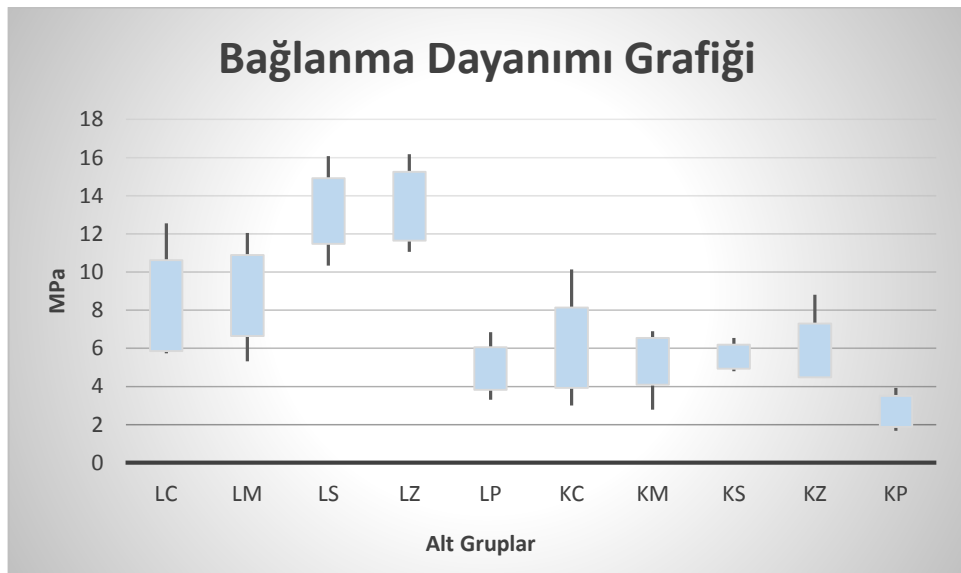
Değerler “MPa” cinsinden hesaplanmıştır.

Lazer ile pürüzlendirilmiş grupta en yüksek bağlanma değerleri LS ($13,20 \pm 1,72$ MPa) ve LZ ($13,45 \pm 1,80$ MPa) gruplarında elde edilirken ($p < 0,001$), kendi aralarında anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p = 1,000$). Lazer uygulanmış grupta en düşük bağlanma değeri ise LP ($4,94 \pm 1,11$ MPa) grubunda elde edilmiştir. LC ($8,24 \pm 2,39$ MPa) ve LM ($8,77 \pm 2,12$ MPa) gruplarında, LP ($4,94 \pm 1,11$ MPa) grubundan anlamlı derecede yüksek değerler elde edilirken ($p < 0,001$), kendi aralarında anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p = 1,000$). Kumlama ile pürüzlendirilmiş grupta; KC ($6,03 \pm 2,10$ MPa), KM ($5,32 \pm 1,22$ MPa), KS ($5,56 \pm 0,63$ MPa) ve KZ ($5,89 \pm 1,41$ MPa) grupları arasında anlamlı farklılık bulunmazken ($p = 1,000$), KP ($2,69 \pm 0,82$ MPa) grubu diğer gruplardan anlamlı derecede daha düşük bağlanma değeri göstermiştir ($p < 0,05$). Tüm çalışma gruplarında LS ve LZ grupları diğer tüm gruplardan anlamlı derecede yüksek bağlanma değerleri gösterirken ($p < 0,001$), KP grubu tüm diğer gruplardan anlamlı derecede daha düşük bağlanma değerleri göstermiştir ($p < 0,05$). Karşılaştırmalı bağlanma değerleri Tablo 7 ve Şekil 2’de verilmiştir.

Tablo 7. Bağlanma dayanımı tablosu

Teknik	Alt grup	Ort. (MPa)	Std. Sapma	Std. Hata	%95 güven aralığı		Sig.
					Min. (MPa)	Maks. (MPa)	
Lazer	Clearfil	8,24 ^a	±2,39	,731	5,73	12,56	,000
	Monobond	8,77 ^a	±2,12	,731	5,32	12,05	,000
	Signum	13,20 ^b	±1,72	,731	10,33	16,07	,000
	Z-Prime	13,45 ^b	±1,80	,731	11,06	16,18	,000
	Primersiz	4,94 ^c	±1,11	,731	3,31	6,84	,000
Kumlama	Clearfil	6,03 ^c	±2,10	,731	3,00	10,14	,000
	Monobond	5,32 ^c	±1,22	,731	2,78	6,89	,005
	Signum	5,56 ^c	±0,63	,731	4,79	6,54	,002
	Z-Prime	5,89 ^c	±1,41	,731	4,45	8,81	,000
	Primersiz	2,69 ^d	±0,82	,731	1,68	3,92	,000

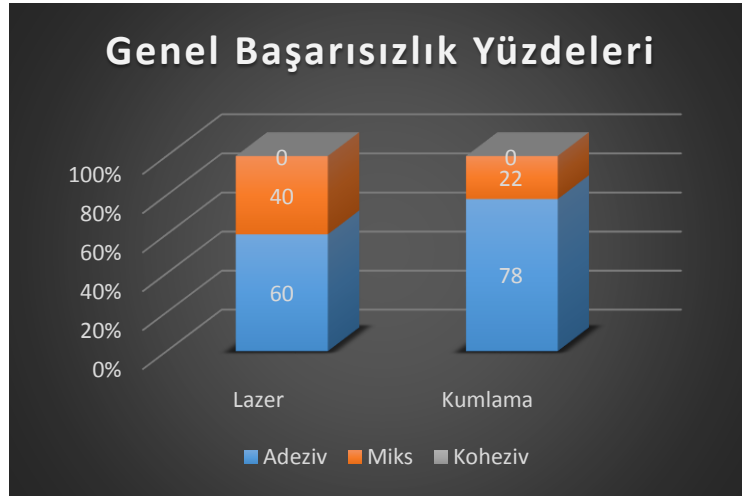
Farklı harf taşıyan gruplar arası fark anlamlıdır.



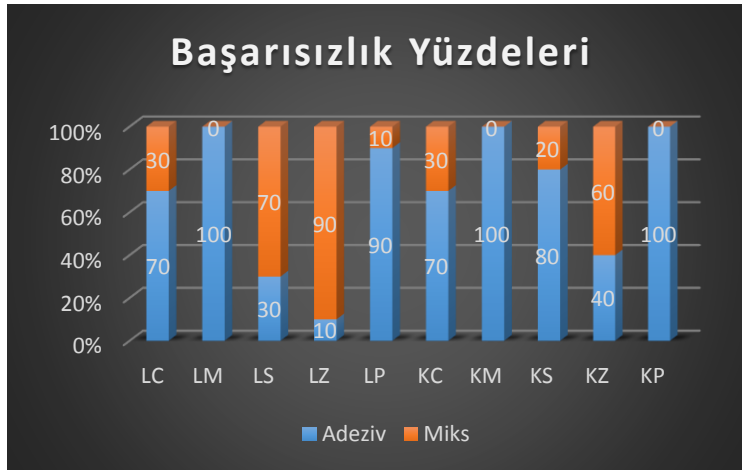
Şekil 2. Bağlanma dayanımı grafiği

6.3. Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi

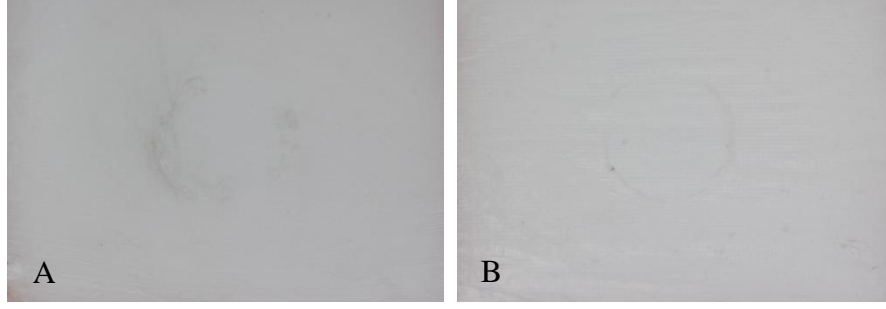
Hiçbir örnekte çalışmadan çıkarılmaya sebep olacak test öncesi başarısızlık gözlenmemiştir. Başarısızlık tipleri stereomikroskop yardımı ile 30X büyütme altında incelenmiştir. Başarısızlık tipleri; adeziv, miks (adeziv+koheziv) ve koheziv olarak sınıflandırılmıştır. Çalışmamızda koheziv başarısızlık gözlenmemiştir (Şekil 3 ve 4).



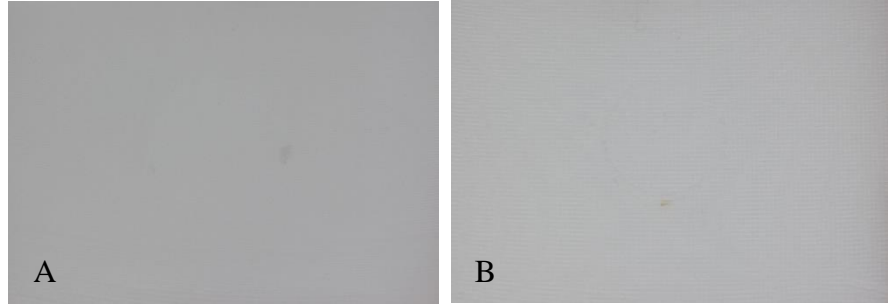
Şekil 3. Genel başarısızlık yüzdeleri



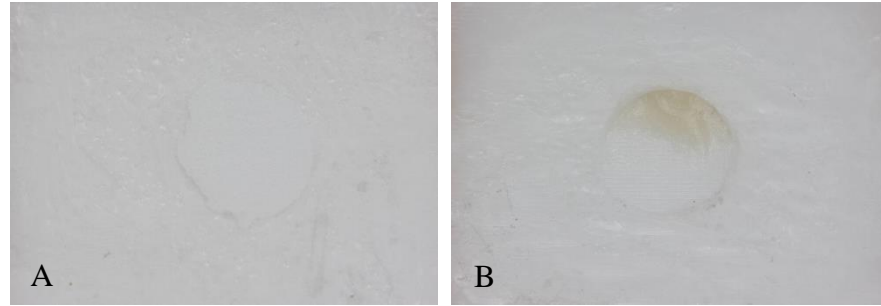
Şekil 4. Başarısızlık yüzdeleri



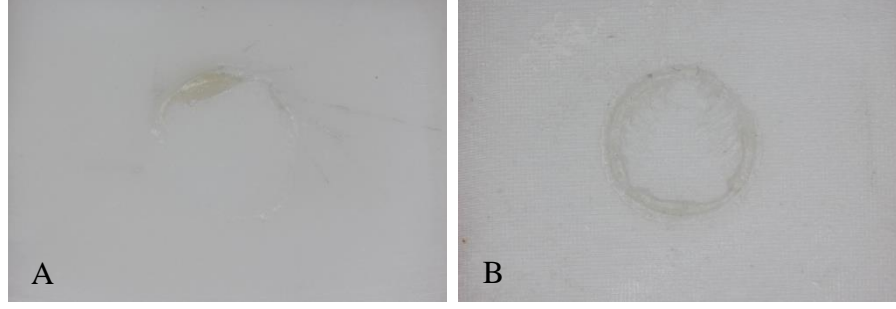
Resim 20. A: Kumlama + Clearfil Ceramic Primer Plus grubunda adeziv ayrılma, **B:** Lazer + Clearfil Ceramic Primer Plus grubunda adeziv ayrılma



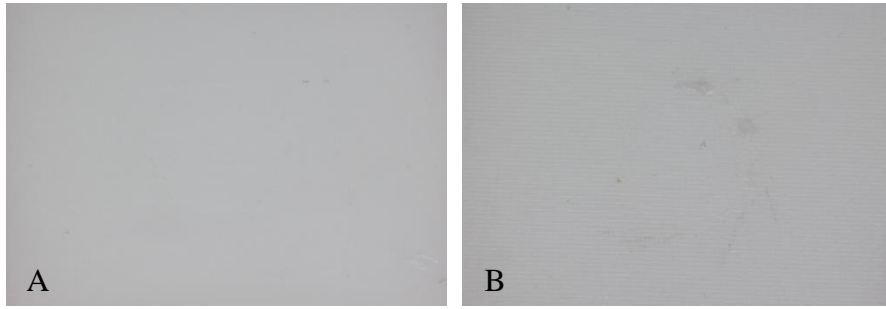
Resim 21. A: Kumlama + Monobond Plus grubunda adeziv ayrılma **B:** Lazer + Monobond Plus grubunda adeziv ayrılma



Resim 22. A: Kumlama + Signum Zirconia Bond grubunda adeziv ayrılma **B:** Lazer + Signum Zirconia Bond grubunda miks ayrılma



Resim 23. A: Kumlama + Z-Prime Plus grubunda miks ayrılma
B: Lazer + Z-Prime Plus grubunda miks ayrılma



Resim 24. A: Primer uygulanmayan kumlama grubunda adeziv ayrılma
B: Primer uygulanmayan lazer grubunda adeziv ayrılma

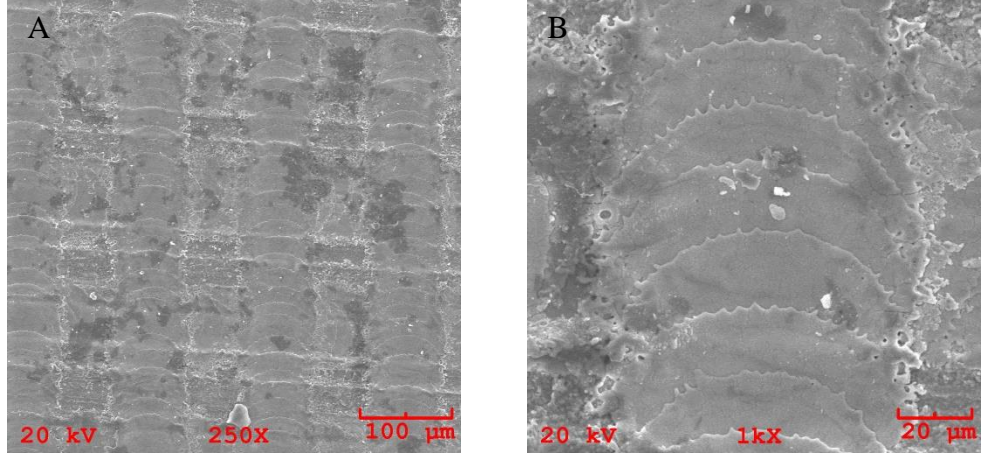
6.4. SEM incelemesi

Kumlama ve lazer uygulamasının yüksek büyütme altında zirkonya yüzeyinde oluşturdukları pürüzlendirmelerin incelenmesi amacıyla 250X ve 1000X büyütme SEM görüntüleri kullanılmıştır.

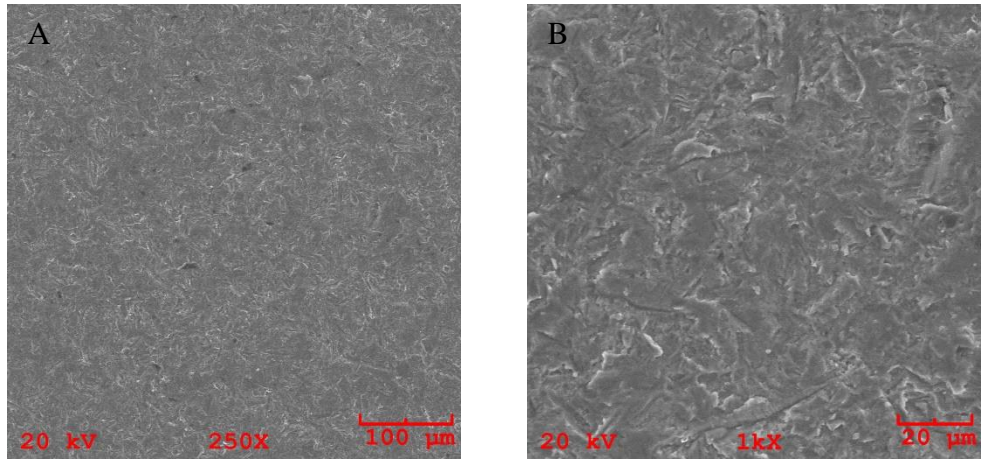
Ytterbium-doped fiber lazer ile 85W/25kHz parametreleri ile pürüzlendirilen örnekte 250X büyütmede lazer ile oluşturulan pürüzlendirmenin dikey ve yatay ablyon sahaları gözlenmektedir (Resim 25. A). 1000X büyütmede ise her bir lazer atımının oluşturduğu 100 µm çapındaki dairesel ablyon alanları izlenmektedir. Lazer atımı sonucu oluşan bu ablyon alanlarının etrafında erimiş zirkonya alanları ve mikro çatlak oluşumlarına rastlanmamaktadır (Resim 25. B).

50 µm'lik Al₂O₃ partikülleri ile pürüzlendirilen örnekte 250X büyütmede lazer ile pürüzlendirilen örnekten farklı olarak homojen pürüzlendirilmiş yüzey izlenmektedir

(Resim 26. A). 1000X büyütmeye girintili çıkıntılı mikroretantif alanlar görülmektedir
(Resim 26. B).



Resim 25 A, B: Lazer ile pürüzlendirilen örneklerin SEM görüntüleri



Resim 26 A, B: Kumlama ile pürüzlendirilen örneklerin SEM görüntüleri

7. TARTIŞMA

Metal seramik restorasyonlar sabit protetik rehabilitasyonlarda uzun süredir kullanılan ve kendini kanıtlamış tedavi seçenekleri arasındadır. Sabit protetik restorasyonlarda altın standart olan bu restorasyonların uzun dönem başarıları ve kabul edilebilir estetiklerinin yanında, servikal alanda gri yansımalar, üretim sırasında yaşanabilen distorsiyonlar ve muhtemel metal alerjileri gibi dezavantajları bulunmaktadır (1). Bu gibi nedenlerle tam seramik restorasyonların popülaritesi her geçen gün artmaktadır (2).

Dental seramiklerin; estetik, yüksek aşınma direnci, biyouyumluluk, düşük plak tutulumu ve yüksek renk stabilitesi gibi birçok avantajı bulunmaktadır (2,15). Ek olarak CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler ile birlikte zirkonya, kron ve köprü restorasyonlarında altyapı materyali olarak kendini kanıtlamıştır (16,19,24,90,124–126). Zirkonya opak beyaz renktedir. Bu nedenle daha translüsent ve estetik bir venter materyali ile maskelenme gerekliliği vardır (127). Altyapı materyali olarak kullanılan zirkonyanın üst yapısında venter materyali olarak sıklıkla cam seramikler tercih edilmektedir. Bu materyal biyouyumluluk, renk stabilitesi ve aşınma direnci açısından son derece başarılıdır (14). Fakat teknik hassasiyet gerektiren ve zaman alan üretim aşamaları, karşıt dentisyonda aşınmalar ve chipping gibi dezavantajları da bulunmaktadır (16–21). Chipping, zirkonya alt yapılı seramik restorasyonlarda en sık karşılaşılan mekanik komplikasyondur ve bu durumun zirkonya ile feldspatik porselenin farklı termal genleşme katsayılarından (19,134,135), porselenin zayıf noktaları ve porözitelerinden (132), zirkonya altyapının yetersiz desteğinden (19,136), aşırı yükleme ve yorgunluktan (133) ve porselenin düşük kırılma direncinden (19,137) kaynaklanıyor olabileceği düşünülmektedir. Raigrodski ve ark. ile Tinschert ve ark. çalışmalarında chippingin posterior bölgelerde daha sık gerçekleştiğini, bununla birlikte aşırı okluzal yüklere maruz kalmayan tüberküllerde de gözlendiğini bildirmişlerdir (124,143). Yapılan çalışmalarda zirkonya altyapılı seramik restorasyonlarda chipping insidansı %0-54 oranında belirtilmektedir (16,19,124–126,128–131). Chipping sonucunda ortaya çıkan başarısızlıkların çoğu zaman hastalar tarafından fark edilmediği ve kontrol seanslarında tespit edildikleri (16,22,129), kimi zaman kompozit materyaller ile tamir (20) veya keskin

kenarların polisajı (22,23) ile çözümler üretilse bile çoğunlukla restorasyonun yenilenmesinin gerektiği belirtilmektedir (19,25). Çalışmamızda diş hekimi ve diş teknisyenleri tarafından sıkça tercih edilen bir ürün olması ve literatürde sıkça araştırılması nedeniyle IPS e.max ZirCad (Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn) zirkonya blokları tercih edildi.

Zirkonya alt yapılı restorasyonlarda yaşanan bağlanma problemleri ve chipping nedeniyle sıklıkla vener materyali olarak tercih edilen cam seramiklerin yerine, plastik ve viskoelastik özellikleri (26) ile yüksek okluzal kuvvetlere maruz kalan bölgelerde fonksiyonel avantajları bulunan (27) indirekt kompozit vener materyallerinin kullanılması ilk olarak Kobayashi ve ark. tarafından ortaya atılmış ve çeşitli araştırmacılar tarafından desteklenmiştir (28–31). İndirekt kompozit materyallerin mekanik özellikleri dental seramiklere göre daha zayıftır. Ancak dental seramiklerin yüksek elastisite modulları, okluzal streslerin çok az bir bölümünü absorbe etmelerine sebep olmakta, materyalde yaşanabilecek kırık ve çatlakların artmasına ve ister implant ister diş destekli olsun okluzal kuvvetlerin destek dokulara daha fazla iletilmesine sebep olmaktadır. İndirekt kompozitler ise okluzal kuvvetleri absorbe edebilme özellikleri sayesinde, özellikle implant destekli restorasyonlarda ve periodontal açıdan kritik durumdaki dişlerde hem destek dokuların hem de restorasyonun ömrünü uzatabilmektedir (218). Kamio ve ark. yaptıkları bir çalışmada zirkonya altyapılı indirekt kompozit restorasyonlar ile zirkonya altyapılı cam seramik restorasyonları kırılma dirençleri açısından karşılaştırmışlar ve her iki tip restorasyonun kırılma dayanımlarının benzer olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle indirekt kompozitlerin cam seramiklere alternatif olabileceklerini ifade etmektedirler (231).

Çalışmamızda standart Y-TZP zirkonya örneklerine mekanik yüzey pürüzlendirme işlemleri olarak kumlama ve Ytterbium-doped Fiber Lazer uygulaması, kimyasal yüzey işlemi olarak ise zirkonya seramikler ve metal oksitler için geliştirilen 4 farklı primer uygulaması yapılmıştır. Kontrol grubu olarak ise kumlama ve lazer ile pürüzlendirilen birer gruba herhangi bir primer kullanılmaksızın indirekt kompozit rezin uygulaması yapılarak makaslama testine tabi tutulmuştur. Bu sayede hem farklı yüzey pürüzlendirme

işlemlerinin hem de primerlerin makaslama bağlanma dayanımına etkilerinin incelenmesi hedeflenmiştir.

Dental seramiklere güvenilir bir adezyon sağlamak için ilk adım yüzey işlemleri ile yüzey pürüzlülüğünü arttırarak rezin materyalin oluşan mikroretantif alanlara akmasını sağlamak ve oluşan kilitlenme ile bağlantı kuvvetini arttırmaktır (8). Artan yüzey pürüzlülüğü; yüzey gerilimini düşürerek ıslanabilirliği arttırmakta ve yüzey alanını arttırarak mikromekanik retansiyon oluşturmaktadır (145). Fakat zirkonya yapısal olarak hidrofobiktir ve yüzey enerjisi çok düşüktür. Yüzeyinde ihtiva ettiği çok düşük seviyedeki (yaklaşık %5) serbest hidroksil (-OH) grupları sebebiyle çok az sayıda kimyasal bağ kurabilmektedir. Bu durum da zirkonyanın diğer substratlar ile adezyonunun önündeki temel engeldir (10,12,191).

Yüksek alümina içerikli seramikler ve zirkonya yapısal olarak silika fazı içermediğinden asitleme ve/veya silan uygulaması yeterli bağlantıyı oluşturamamaktadır (11,74,138). Bu nedenle son 25 yıldır sayısız yüzey hazırlama metotları ortaya atılmıştır. Bu metotlardan Al_2O_3 partikülleri ile kumlama tekniği uzun dönemdir rezin ile zirkonya arasında mikromekanik bir bağlantı kurulabilmesi için uygun yüzey pürüzlülüğünün elde edilmesini sağlamak amacıyla kullanılmıştır (114–116,145–147). Yalnızca kumlamanın yeterli bağlanma dayanımı elde edilmesinde yeterli olmadığını savunan çalışmaların yanı sıra (205,273), tersini de ifade eden çalışmalar mevcuttur (153,157,274). Blatz ve ark. yaptıkları çalışmada kumlama ile yüzeyden kaldırılan materyalin çok az olduğunu ve yüksek boyutlarda faz değişimine neden olacak bir stresin oluşmadığını ifade etmiştir. Ek olarak zirkonyanın yüzeyinde meydana gelen çok ince monoklinik faz tabakasının materyalin bükme direncine pozitif katkı yaptığını belirtmişlerdir (96). Guazzato ve ark. kumlama ile pürüzlendirilen zirkonya yüzeyinde oluşan monoklinik fazdan zengin katmanın baskı tabakası oluşturarak, kumlama sonucu oluşan çatlakların ilerlemesini engellediğini belirtmişlerdir (107).

Kumlama işlemlerinin zirkonya üzerinde olası zararlı etkilerini ortadan kaldırmak ve verimliliğini arttırmak amacıyla çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Kumlama ile pürüzlendirme yapılan çalışmalarda 30-250 μm 'lik boyutlarda çeşitlilik gösteren Al_2O_3

partiküllerinin kullanıldığı bildirilmiştir (253). Curtis ve ark. yaptıkları çalışmada 25, 50 ve 110 µm'lik Al₂O₃ ile kumlama yapmışlar ve aralarında anlamlı bir farklılık bulamamışlardır (121). Wang ve ark. 50 µm'lik Al₂O₃ kumlamanın t-m faz dönüşümü sonucu yarattığı sıkıştırma kuvvetleri ile zirkonya altyapının mekanik özelliklerine pozitif katkıda bulunduğunu belirtmiştir (157). Komine ve ark. 0,05 - 0,1 - 0,2 - 0,4 ve 0,6 MPa'lık farklı basınçlar altında zirkonya örnekleri pürüzlendirmiş ve sonuç olarak 0,1 MPa'nın üzerindeki basınçlar ile pürüzlendirilen örneklerin anlamlı derecede daha yüksek bağlanma dayanımı oluşturduklarını ifade etmişlerdir (275). Kern ve ark. zirkonya örneklere 0,05 MPa ve 0,25 MPa basınçlar ile kumlama uygulamış ve rezin simanlar ile bağlanma dayanımlarını incelemiştir. 0,25 MPa basıncın daha yüksek yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı sağladığını ifade etmiştir (116). Wolfart ve ark. zirkonya örneklere çeşitli yüzey işlemleri uygulamış ve rezin simanlar ile bağlanma dayanımlarını incelemiştir. Sonuç olarak en yüksek bağlanma dayanımının 0,2 MPa basınç ile uygulanmış 50 µm'lik Al₂O₃ kumlama olduğunu ifade etmiştir (146). Kumlama ile yüzey enerjisi artırılırken, zirkonyanın mekanik özelliklerinin negatif etkilenmesinin önüne geçilmesi amacıyla partikül boyutunun ve kumlama basıncının düşük tutulması gerekliliği ifade edilmektedir (276–280). Ban ve ark. 0,2, 0,4 ve 0,6 MPa'lık basınçlar ile kumlama uyguladıktan sonra zirkonyanın esneme dayanımının artan basınç ile birlikte düştüğünü belirtmekte ve 0,2 MPa'lık basınç ile uygulanan Al₂O₃ kumlamasının mekanik özelliklere en az negatif etkiyi gösterdiğini belirtmektedir (281). Bu nedenle çalışmamızda, zirkonyanın mekanik özelliklerinin negatif etkilenmesini engellemek amacıyla düşük partikül büyüklüğü ve düşük basınçta (50 µm'lik Al₂O₃ partikülleri kullanılarak 0,2 MPa basınçla, 10 mm mesafeden 20 saniye süre ile) pürüzlendirme yapılmıştır.

Re ve ark. yaptıkları çalışmada alınan tüm önlemlere rağmen Al₂O₃ partikülleri ile yapılan kumlamanın zirkonya yüzeyine verilen hasarı engelleyemediğini belirtmiştir (273). Bu nedenle yakın dönemde kumlamaya alternatif yüzey pürüzlendirme yöntemleri aranırken dental lazerler çeşitli araştırmacılar tarafından kullanılmıştır (145,174–177). Dental lazerler kullanılarak pürüzlendirilen zirkonya yüzeyine uygulanan rezin materyallerin daha yüksek bağlanma dayanımı oluşturdukları rapor edilmiştir (174,175,282). Bunun yanında dental lazerlerin zirkonya yüzeyinde oluşturdukları

etkileri inceleyen çalışmalarda Er:YAG ve Nd:YAG lazerlerin zirkonya yüzeyinde oluşturdukları pürüzlülüğün makaslama direncini anlamlı derecede arttırdığını fakat aynı zamanda mikroçatlaklara ve yüksek oranda monoklinik faz değişimine neden olduğu (175), ayrıca pitler ve erimiş zirkonya alanları oluşturdukları belirtilmiştir (176). Bu durumun temel nedeni lazer demetinin materyal yüzeyinde oluşturduğu ısıdır. Zirkonya gibi yüksek termal genleşme katsayısı ($10 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) olan materyallerde genleşmeye bağlı mikroçatlaklar ve oluşan ısı sonucu erimiş zirkonya alanları oluşabilmektedir (178). Yüzeyde oluşan ısının engellenmesi amacı ile ultra hızlı atım (nanosaniye, pikosaniye ve femtosaniye) yapabilen fiber lazerlerin diş hekimliğinde kullanımını her geçen gün daha da popülerite kazanmaktadır. Çalışmalarda ultra hızlı atım yapan fiber lazerlerin, zirkonya ile rezin materyaller arasındaki makaslama bağlanma dayanımını anlamlı derecede yükselttiği belirtilmektedir (182–185). Ünal ve ark. ultra hızlı atım yapan Ytterbium-doped fiber lazerler kullanılarak oluşturulan yüzey pürüzlülüğünün zirkonya ile rezin siman arasındaki bağlantıya etkilerini incelemişlerdir. Bu çalışmaya göre Ytterbium-doped fiber lazerler ile 85 Watt/25 kHz parametrelerinde yapılan pürüzlendirme ile zirkonyada mikroçatlak oluşumu görülmemiş, anlamlı derecede yüzey pürüzlülüğü elde edilmiş ve kumlama ile pürüzlendirilen yüzeylere kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı elde edildiği ifade edilmiştir (182). Bu nedenle çalışmamızda Ytterbium-doped fiber lazerde 85 Watt/25 kHz parametreleri kullanılmıştır.

Yüzey pürüzlülüğünün materyalin yüzey alanı, yüzey enerjisi ve ıslanabilirliği üzerinde etkili olması sonucunda bağlanma değerleri üzerinde de etkili olabileceği düşünülmektedir. Bu nedenle çalışmamızda bu değişkenin bağlanma dayanımı üzerine etkilerini incelemek amacı ile ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ölçülmüştür. Yüzey pürüzlülüğünü ölçmek amacıyla farklı teknikler kullanılabilir. Bu amaçla büyük büyütme altında temassız şekilde yüzey pürüzlülüğünü ölçen Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) ve elmas bir uç yardımı ile materyalin yüzeyine temas ederek ölçüm yapabilen profilometrelerden faydalanılmaktadır. AFM küçük bir alandan 3 boyutlu görüntü alarak görsel bir ölçüm yapmaktadır. Diğer taraftan profilometre çok daha basit ve tekrarlanabilir ölçüm kolaylığı sağlamaktadır (283). Çalışmamızda kullanım kolaylığı avantajları nedeniyle yüzey işlemleri öncesi ve sonrası ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (R_a) hassas yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı (profilometre) ile kaydedilmiştir. Bu

Ra değeri yüzey topografisi hakkında bilgi vermekte ve diğer çalışmalar ile karşılaştırma yapmayı kolaylaştırmaktadır. Çalışmamızda, kumlama ($0,76 \pm 0,05 \mu\text{m}$) ve lazer ($1,23 \pm 0,07 \mu\text{m}$) uygulaması ile elde edilen ortalama yüzey pürüzlülükleri, başlangıç ortalama yüzey pürüzlülüğünden ($0,36 \pm 0,03 \mu\text{m}$) anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0,001$). Ayrıca lazer ile elde edilen Ra değerleri, kumlama ile elde edilen Ra değerlerinden anlamlı derecede yüksektir ($p < 0,001$). Bu durumun, lazer grupları ortalama bağlanma dayanımları ($9,72 \pm 3,72 \text{ MPa}$) ile kumlama grupları ortalama bağlanma dayanımları ($5,10 \pm 1,78 \text{ MPa}$) arasındaki anlamlı farklılığın sebebi olduğu düşünülmektedir. Bu sonuç çalışmamızın hipotezinin ilk bölümü olan kumlama ile lazer uygulamasının bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir fark olmayacağı düşüncesinin reddedildiğini göstermektedir.

Kumlama ve lazer ile pürüzlendirilen örneklerden alınan SEM görüntülerinde farklı topografik özellikler gözlenmiştir. Kumlama yapılan örnekte tüm yüzeyde homojen bir pürüzlülük elde edildiği, lazer uygulaması yapılan örnekte ise, uygulama doğrultuları hizasında düzenli bir pürüzlendirme olduğu gözlenmiştir. Lazer ile oluşturulan bu düzenli pürüzlendirmenin kumlamaya oranla daha iyi bir mikromekanik tutunma sağladığı ve artan yüzey enerjisi ile bağlanma dayanımlarının kumlama ile pürüzlendirme yapılan örneklerden daha yüksek olmasını sağladığı düşünülmektedir. Ayrıca hem kumlama hem de lazer ile pürüzlendirilen örneklerde mikroçatlaklara, termal hasarlı ve erimiş zirkonya alanlarına rastlanmamıştır.

Güçlü bir bağlantı kurmak amacıyla geliştirilen bir diğer teknik ise metal oksitlere afinitesi yüksek fonksiyonel monomer içeren primerlerin kullanımınıdır. En yüksek başarı gösteren monomerlerden biri 10-metakriloksidil dihidrojen fosfat (MDP)'dir. MDP asidik bir fosfat monomeridir. Bu monomer aslen metal oksitlerinin bağlantısında kullanılmak amacıyla üretilmiş, son dönemde endikasyonları arasına zirkonya da girmiştir (192). MDP; diğer metal oksitlerde olduğu şekilde zirkonyada da spontan olarak oluşan pasif oksit tabakası ile bağlantı kurabilmektedir (193,194). Ayrıca MDP'nin kumlama ile kombine kullanımı başarısını arttırmaktadır (199–201). Chen ve Suh yaptıkları derlemede yakın dönemde yapılan çalışmalarda Monobond Plus, Clearfil Ceramic Primer, Signum Zirconia Bond, AZ Primer, Z-Prime Plus gibi fosfat monomeri

içeren primerlerin zirkonya ile rezin materyaller arasındaki bağlantıyı arttırdığını belirtmiştir (284). Bu zirkonya primerleri MDP ve organofosfatlar gibi asidik fosfat monomerleri içermektedir. MDP içerisindeki aktif fosfat monomerleri kompozit rezinlerin içerisindeki monomerler ile kopolimerize olarak bağlanma dayanımını arttırmaktadır (285). Organofosfat monomerleri ise silan moleküllerine benzer şekilde metakrilat fonksiyonel grupları içermektedir. Bu gruplar zirkonya yüzeyindeki oksit tabakası ile silan molekülünün silika ile kurduğuna benzer bir etkileşim oluşturmaktadır (103,195–197). Çalışmamızda bağlanma dayanımını arttırdığı ortaya konulan Clearfil Ceramic Primer, Monobond Plus, Signum Zirconia Bond ve Z-Prime Plus kullanılmıştır.

Dental materyallerin uzun dönem başarısı ağız ortamına ne kadar direnç gösterebildikleri ile ilgilidir (248). Oral kavitede kullanılan materyaller; çiğneme kuvvetleri, parafonksiyonel alışkanlıklar, nem, pH ve sıcaklık değişimleri gibi değişkenlere sürekli maruz kalmaktadırlar. Bu durumlara karşı gösterdikleri direnç onların klinik ömürlerini belirlemektedir (249). Bu materyallerin özellikleri hakkında en doğru bilgiyi randomize kontrollü klinik çalışmalar vermektedir fakat bu tip çalışmaların yapılması konusunda pek çok limitasyon bulunmaktadır (286,287). Klinik çalışmalardaki uygulayıcı çeşitliliği, hasta uyumu ve düzenli takip gerekliliği bu tip çalışmaları standardize edilmesi çok zor bir noktaya getirmektedir. Ek olarak klinik çalışmaların yüksek maliyeti ve uzun zaman ihtiyacı, daha basit ve pratik olan *in vitro* testlere yönelmesine sebep olmaktadır (286,288). Fakat laboratuvar çalışmaları klinik koşulları tam olarak yansıtamadığından ağız ortamında materyallerin karşı karşıya kaldıkları okluzal kuvvetler, nem ve sıcaklık değişimi gibi olguları taklit etme ihtiyacı belirlemiştir (289). Termal yaşlandırma *in vitro* çalışmalarda en sık tercih edilen yaşlandırma yöntemleri arasındadır. Örneklerin kısa ya da uzun sürelerde ve belirli ısılarda sıvı içerisinde bekletilmesi ya da yüksek siklus sayılarında sıcak ve soğuk banyolar arasında ağız ortamındaki sıcaklık değişimlerini taklit edilmesi (termal siklus) gibi termal yaşlandırma teknikleri bulunmaktadır (290–292).

Termal yaşlandırmanın bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi yadsınamaz seviyededir. Blatz ve ark. uygulanan termal siklusun özellikle yüksek dirençli seramiklerin rezin materyaller ile bağlanma dayanımını anlamlı derecede düşürdüğünü,

bu nedenle *in vitro* çalışmalarda kullanımının klinik sonuçları taklit etmede önemli olduğunu ifade etmektedir (96). Literatürde suda bekletme süreleri ve termal siklus sayıları ile ilgili ortak bir karar bulunmamaktadır. ISO TR 11405 (1994); 5-55°C arasında, aktarma zamanı ≥ 20 sn ve 500 siklusun yeterli olduğunu ifade etmektedir. Morresi ve ark. yaptığı literatür taramasında, yalnızca derece aralığının ISO standartlarında belirtildiği aralıkta kabul gördüğünü, siklus sayısının ve süresinin bir standardizasyonu olmadığını ve seçilen parametrelere bilimsel bir açıklama getirilmediğini ifade etmiştir (254). Özcan ve Bernasconi ise bağlanma dayanımı incelenen çalışmalarda en azından 5.000 siklusun kullanılması gerekliliğini belirtmiştir (253). Bu nedenlerle çalışmamızda 5-55°C arasında, aktarma zamanı 30-15-30 sn olan 5.000 termal siklus uygulaması tercih edilmiştir.

Zirkonya-rezin materyal bağlantı çalışmalarında en yaygın kullanılan test metodunun makaslama olduğu, bunun sebebinin ise yöntemin basitliği, çabuk ve tekrarlanabilir olması ve sık kullanılan bir test olduğundan değerlerin diğer çalışmalarla daha kolay karşılaştırılabilir olmasından kaynaklandığı ifade edilmektedir (253). Sık kullanılan mekanik test yöntemlerinden bir diğeri ise mikro makaslama testidir. Bu test yönteminde bağlanma alanı 1 mm² olan mikrobarlar hazırlanmakta ve kuvvet bağlanma ara yüzüne uygulanmaktadır. Fakat bu metotta örneklerin hazırlanmasının çok zaman alması, örneklerin kesilmesi sırasında oluşan titreşim ve ısının elde edilen bağlanma dayanımı değerlerine gölge düşüreceği düşüncesi ve henüz test uygulanmadan örneklerde ayrılmalar gözlenebilme ihtimali (261) nedeni ile tercih edilmemiştir. Bu nedenlerle çalışmamızda makaslama testi ile bağlanma dayanımının değerlendirilmesine karar verilmiştir.

Qeblavi ve ark. farklı yüzey işlemlerinin, zirkonya ile rezin siman makaslama bağlanma dayanımlarına etkilerini incelemişlerdir. Buldukları makaslama değerlerinin 10,2 - 25,5 MPa arasında değiştiğini ifade etmişlerdir (277). Guess ve ark. yaptıkları çalışmada zirkonya altyapılar ile venter seramiklerinin bağlanma dayanımlarını 9,4-12,5 MPa olarak ifade etmiştir (293). Lopez-Molla ve ark. yaptıkları çalışmada çeşitli altyapı materyalleri ile venter materyallerinin makaslama değerlerini karşılaştırmıştır. Makaslama bağlanma dayanımlarını: IPS e.max ZirCAD/IPS e.max ZirPress (12,70

MPa), IPS e.max ZirCAD/IPS e.max Ceram (7,86 MPa) olarak bulmuştur (294). Matsumura ve ark. yaptıkları çalışmada metal altyapılı restorasyonlar ile indirekt kompozit restorasyonların bağlanma dayanımlarının 10 ile 13 MPa arasında olması gerektiğini ifade etmektedir (295). Çalışmamızda LS ($13,20 \pm 1,72$ MPa) ve LZ ($13,45 \pm 1,80$ MPa) grupları, gösterdikleri bağlanma dayanımı değerleri ile zirkonya altyapılı seramik restorasyonlar ile benzer bağlanma dayanımları ortaya koymuşlardır.

Çalışmamızda lazer ile pürüzlendirilmiş grupta kullanılan Signum Zirconia Bond ($13,20 \pm 1,72$ MPa) ve Z-Prime Plus ($13,45 \pm 1,80$ MPa) diğer bütün gruplardan anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir ($p < 0,001$). Z-Prime Plus yapısal olarak organofosfat monomerler, çift aromatik halka yapısı içeren bifenil dimetakrilat (BPDM), karboksilik asit ve düşük molekül ağırlıklı 2-hidroksietil metakrilat (HEMA)'dan oluşmaktadır. Organofosfat monomerleri silan moleküllerine benzer şekilde metakrilat fonksiyonel grupları içermektedir (103,195–197). Z-Prime Plus'ın içerdiği bu polar ve apolar monomerler sayesinde zirkonya yüzeyindeki oksit tabakasında bulunan hidroksil iyonları ile kimyasal bağ kurarak yüksek bağlanma dayanımı sağladığı düşünülmektedir (116). Signum Zirconia Bond ise çalışmamızdaki diğer zirkonya primerlerden farklı olarak iki şişeli bir sistemdir. İlk şişede MDP, asetik asit ve aseton bulunmaktadır. Aseton yüzey gerilimini düşürerek ıslanabilirliği arttırmaktadır. İkinci şişede ise MMA ve difenil fosfinoksit bulunmaktadır ve ışık ile aktive edilmesi gerekmektedir. Bu şekilde primer uygulanan zirkonya yüzeyi dentin yüzeyi ile benzer hale gelmektedir. Çalışma mekanizması tam olarak ortaya koyulamamış olmakla birlikte (150,296) MDP içerisindeki apolar karbon zincirlerinin, su moleküllerini yüzeydeki oksit tabakası ile kurulan hidrojen bağlarından uzak tutarak Signum Zirconia Bond'un bağlanma dayanımına pozitif katkı yaptığı düşünülmektedir (237). Her iki üründe farklı formlarda bulunan aktif fosfat monomerleri, lazer ile pürüzlendirilen yüzeyler ile kombine edildiğinde diğer bütün test gruplarından daha yüksek bağlanma dayanımı oluşturmuştur. MDP, MMA ve organofosfat monomerlerinin rezin materyal içerisindeki metakrilat ile bağ kurarak bağlanma dayanımını arttırdığı, fosforik asit grupları ile de zirkonya ile bağ kurabildikleri düşünülmektedir (11,103).

Clearfil Ceramic Primer Plus yapısal olarak 3-MPS, MDP ve etanol içermektedir. Monobond Plus da benzer şekilde 3-MPS, MDP, sülfid metakrilat, fosforik asit ester ve etanol içermektedir. Bu silan/MDP kombinasyonlu primerlerin kullanıldığı lazer + Clearfil Ceramic Primer (LC) ($8,24 \pm 2,39$ MPa) ve lazer + Monobond Plus (LM) ($8,77 \pm 2,12$ MPa) grupları arasında anlamlı farklılık bulunmazken ($p=1.000$), primer kullanılmayan LP ($4,94 \pm 1,11$ MPa) grubundan anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı göstermişlerdir ($p<0,001$). Fakat LZ ve LS gruplarından anlamlı derecede düşüktürler ($p<0,001$). Yapılarında MDP barındırmalarına rağmen görülen bu farklılığın, Z-Prime Plus içerisinde bulunan bipolar monomerlerin (BPDM, HEMA) ya da Signum Zirconia Bond içerisinde bulunan rezin ile kimyasal bağ kuran MMA'nın içeriklerinde olmayışı ile açıklanabilir. Ayrıca LM ve LC'nin içeriklerindeki silan molekülünün, zirkonyada cam faz bulunmadığından bağlantıya pozitif katkıda bulunamamış olabileceği düşünülmektedir (11).

Kumlama ile pürüzlendirilen gruplarda ise kullanılan zirkonya primerinden bağımsız olarak bütün alt gruplar [KC ($6,03 \pm 2,10$ MPa), KM ($5,32 \pm 1,22$ MPa), KS ($5,56 \pm 0,63$ MPa), KZ ($5,89 \pm 1,41$ MPa)], primer uygulanmayan KP ($2,69 \pm 0,82$ MPa) grubundan anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı göstermişlerdir ($p<0,001$). Bu durum kullanılan zirkonya primerlerinin hepsinin içeriğinde farklı formlarda bulunan aktif fosfat monomerlerinin bağlanma dayanımını anlamlı şekilde arttırdığı, ancak yüzey pürüzlülüğünün etkisinin kullanılan zirkonya primerinden daha fazla olduğu şeklinde yorumlanabilir. Bu sonuç çalışmamızın hipotezinin ikinci bölümü olan farklı zirkonya primerlerinin bağlanma dayanımında anlamlı bir farklılık oluşturmayacağı düşüncesinin kısmen reddedildiğini göstermektedir.

Kobayashi ve ark. yaptıkları çalışmada çeşitli zirkonya primerlerinin, Katana zirkonya bloklar ile indirekt kompozit (Estenia C&B) viner materyalinin bağlanma dayanımlarına olan etkilerini incelemiştir. Clearfil Photo Bond+Activator ($24,2 \pm 3,2$ MPa), Clearfil Photo Bond ($21,6 \pm 2,9$ MPa) ve Clearfil Ceramic Primer ($19,8 \pm 2,7$ MPa) sonuçlarının primer uygulanmayan kontrol grubundan ve diğer primerlerden anlamlı derecede üstün olduğu ifade edilmiştir (28). Çalışmamızda en yüksek bağlanma değerlerini gösteren Z-Prime Plus ile Clearfil Photo Bond içerik açısından benzerlik

göstererek, fonksiyonel fosfat monomeri olan MDP'ye ek olarak HEMA içermektedir. Bu nedenle diğer primerlerden yüksek bağlanma değerleri vermesi çalışmamızla uyumludur. Bu çalışmada elde edilen bağlanma değerlerinin bizim çalışmamızdan yüksek olmasının sebebinin zirkonya bloğun ve indirekt kompozitin kimyasal yapılarının farklı olması ve örneklere herhangi bir termal yaşlandırma işleminin uygulanmamasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Komine ve ark. 2009 yılında yaptıkları çalışmada All Bond 2 Primer B (BPDM), Alloy Primer (MDP), AZ Primer (6-MHPA), Estenia Opaque Primer (MDP), Porcelain Liner M Liquid A (4-META ve MMA) primerlerin, Katana zirkonya diskler ile indirekt kompozit materyal (Estenia C&B) arasındaki bağlanma dayanımı üzerine etkilerini incelemişlerdir. Örneklerin yarısına 5.000 termal siklus uygulanmış diğer yarısına ise uygulanmamıştır. Termal siklus öncesi ortalama makaslama bağlanma değerleri 10,1 MPa ile 15,6 MPa arasında değişirken, 5.000 termal siklus sonrası 4,3 MPa ile 17,6 MPa arasındadır (31). Bu çalışmada kullanılan materyaller ile çalışmamızda kullanılan materyaller farklı olmakla beraber, kimyasal yapıları açısından benzerdirler. Ek olarak aynı sayıda termal siklus uygulanması sonucunda elde edilen bağlanma değerleri, bizim çalışmamızda elde edilen değerler (2,69 - 13,45 MPa) ile benzerlik göstermektedir.

Magne ve ark. Z-Prime Plus ve Clearfil Ceramic Primer uygulanan Katana zirkonya örneklerin ve primer uygulanmamış kontrol grubunun rezin simanlar ile bağlantılarını incelemişler ve NP için $6,78 \pm 1,45$ MPa, ZrP için $14,96 \pm 3,87$ MPa, CCP için $8,74 \pm 1,42$ MPa bağlanma değerlerini elde etmişlerdir (11). Çalışmamızda elde edilen değerler bu çalışma ile oldukça benzerlik göstermektedir.

Ural ve ark. Ice Zircon bloklara Monobond-S, Clearfil Ceramic Primer ve Signum Zirconia Bond uygulamış ve rezin siman (Panavia F2.0) ile bağlanma dayanımlarını incelemiştir. Signum Zirconia Bond için $54,9 \pm 9,4$ MPa, Clearfil Ceramic Primer için $43,5 \pm 5,0$ MPa, Monobond-S için $40,6 \pm 7,4$ MPa bağlanma değerlerini elde etmiştir (201). Bu çalışmada elde edilen değerlerin bizim çalışmamızdan yüksek olması, Panavia F2.0 rezin simanın çalışmamızda kullanılan indirekt kompozitin içeriğinde bulunmayan

MDP içermesi, çalışmada yaşlandırma amacıyla termal siklus uygulanmaması ve rezin simanın farklı doldurucu oranı nedeniyle sahip olduğu yüksek viskozite ile açıklanabilir.

Maeda ve ark. Lava zirkonya bloklara; Alloy Primer, Z-Prime Plus ve Signum Zirconia Bond uygulamış ve farklı rezin simanlar (Panavia F, Multilink, SeT ve NX3) ile makaslama bağlanma dayanımlarını incelemişlerdir. Signum Zirconia Bond 9,0 - 20,8 MPa, Z-Prime Plus 5,2 - 9,2 MPa ve Alloy Primer 3,7 - 7,7 MPa bağlanma dayanımlarını göstermiştir. En yüksek bağlanma dayanımının Panavia F ile Signum Zirconia Bond kombinasyonunda gözlemlendiği belirtilmektedir. Ek olarak zirkonya yüzeyine primer uygulanmadığında rezin simanlar arasında, bağlanma değerleri açısından anlamlı farklılık bulunmadığı ifade edilmektedir (297). Genel olarak elde edilen değerlerin bizim çalışmamızla benzer değerler olmasına rağmen, Signum Zirconia Bond ile elde edilen değerlerin bizim çalışmamızdan kısmen yüksek olması Panavia F rezin siman içerisinde bulunan MDP ve farklı doldurucu oranından kaynaklandığı düşünülmektedir. Z-Prime Plus ile elde edilen değerlerin bizim çalışmamızdan kısmen düşük olması ise içeriğinde bulunan karboksilik asit monomerlerinin self adeziv rezin siman içerisindeki metakrilat grupları ile kurulan bağı negatif etkilemiş olabileceği düşünülmektedir (297). Ek olarak bu sonuçların bizim çalışmamız ile gösterdiği farklılıkların, kullanılan farklı zirkonya bloktan ve termal yaşlandırma yapılmamış olmasından da kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir.

Bağlanma başarısının incelenmesinde yalnızca makaslama testi sonuçlarının değil bağlanma ara yüzünde oluşan ayrılmanın tipinin de değerlendirilmesi gerekmektedir. Atsu ve ark. koheziv ve miks (adeziv+koheziv ayrılma) ayrılma tiplerinin, adeziv ayrılma tipine oranla daha yüksek bir bağlanma dayanımına işaret ettiğini ve adeziv ayrılma tipinin düşük bağlanma dayanımı ile ilişkili olduğunu ifade etmiştir (114). Çalışmamızda makaslama testi sonucunda indirekt kompozit ile zirkonya ara yüzündeki ayrılma tipleri stereomikroskop ile inceleme sonucunda belirlenmiştir. Ayrılma tiplerinin dağılımında da bağlanma dayanımı değerleri ile paralellik gözlenmektedir. Lazer ile pürüzlendirilen gruplarda toplam miks ayrılma oranı %40 iken, kuşlama gruplarında gözlenen toplam miks ayrılma oranı %22'de kalmıştır. Ek olarak bütün gruplardan anlamlı derecede daha yüksek bağlanma dayanımı gösteren lazer + Z-Prime Plus grubunda miks ayrılma tipi

oranı %90, lazer + Signum Zirconia Bond grubunda ise %70'tir. Daha düşük bağlanma dayanımı gösteren primer uygulanmamış lazer ile pürüzlendirme grubunda adeziv ayrılma oranı %90, en düşük bağlanma dayanımı gösteren primer uygulanmamış kumlama grubunda ise %100'dür. Çalışmamızda indirekt kompozit ile zirkonya ara yüzünde koheziv ayrılma görülmemiştir. Bu durum önceki indirekt kompozit-zirkonya bağlantı çalışmaları ile benzerlik göstermektedir (28,29,31,298,299). Fakat rezin simanlar ile yapılan çalışmaların sonuçlarından farklılık göstermektedir (116,300,301). Bunun nedeninin rezin simanlar ile, çalışmamızda kullanılan indirekt kompozitin partikül büyüklüğü, viskozitesi ve kimyasal yapısındaki farklılıklar (298) olabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızın en temel limitasyonu *in vivo* bir çalışma olmayışıdır. Farklı pürüzlendirme teknikleri ve farklı primerlerin klinik bir çalışmada standart şekilde test edilmesinin güçlüğü nedeniyle *in vitro* bir çalışma planlanmıştır. Diğer bir limitasyon ise termal yaşlandırma uygulanmamış bir grubun olmayışı ve termal siklusun etkilerinin kıyaslanmaması olarak görülebilir.

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar, zirkonya ile indirekt kompozitlerin bağlanma dayanımının arttırılmasında zirkonya primerlerinin anlamlı derecede etkili olduğunu göstermektedir. Ancak bağlanma dayanımı, zirkonya primerin çeşidine kıyasla yüzey pürüzlendirme tekniğinden daha çok etkilendiği görülmektedir. En yüksek bağlanma dayanımının, yüksek yüzey pürüzlülük değerleri ile aktif fosfat monomeri içeren zirkonya primerlerinin birlikte kullanılması sonucu elde edildiği görülmektedir.

Çalışmamızın limitasyonları içerisinde Ytterbium-doped fiber lazer ile pürüzlendirme yapılmış IPS e.max ZirCAD zirkonya blok yüzeyi üzerine uygulanan Z-Prime Plus ya da Signum Zirconia Bond kombinasyonlarının indirekt kompozitler ile klinik olarak kabul edilebilir bağlanma dayanımları elde etmede başarılı olduğu ve zirkonya altyapılı seramik restorasyonlara alternatif olarak kullanılabileceği sonucuna varılmıştır.

8. SONUÇLAR

Çalışmamızda limitasyonlar dahilinde elde edilen sonuçlar şu şekilde özetlenebilir;

1. Hem kumlama ($0,76 \pm 0,05 \mu\text{m}$) hem de Ytterbium-doped fiber lazer ($1,23 \pm 0,07 \mu\text{m}$) uygulaması zirkonya yüzeyinde anlamlı derecede pürüzlendirme oluşturmuştur ($p < 0,001$). Ayrıca lazer uygulaması ile kumlamaya göre anlamlı düzeyde daha yüksek pürüzlendirme elde edilmiştir ($p < 0,001$).

2. Zirkonya ile indirekt kompozit bağlanma dayanımı incelendiğinde en yüksek bağlanma dayanımları, lazer ile pürüzlendirilmiş grupta Signum Zirconia Bond ($13,20 \pm 1,72 \text{ MPa}$) ve Z-Prime Plus ($13,45 \pm 1,80 \text{ MPa}$) grupları ile elde edilirken, bunu Clearfil Ceramic Primer Plus ($8,24 \pm 2,39 \text{ MPa}$) ve Monobond Plus ($8,77 \pm 2,12 \text{ MPa}$) grupları izlemiştir. Lazer grubunda primer uygulanmayan grup ($4,94 \pm 1,11$) ise anlamlı derecede düşük bağlanma dayanımı göstermiştir ($p < 0,05$). Gruplar arası karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p < 0,05$).

3. Kumlama ile pürüzlendirilen grupta Clearfil Ceramic Primer Plus ($6,03 \pm 2,10 \text{ MPa}$), Monobond Plus ($5,32 \pm 1,22 \text{ MPa}$), Signum Zirconia Bond ($5,56 \pm 0,63 \text{ MPa}$) ve Z-Prime Plus ($5,89 \pm 1,41 \text{ MPa}$) grupları, primer uygulanmayan gruptan ($2,69 \pm 0,82 \text{ MPa}$) anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı göstermişlerdir ($p < 0,05$). Fakat kumlama sonrası primer uygulanan gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. ($p > 0,05$)

4. Lazer ile pürüzlendirilen grupların ortalama bağlanma dayanımı ($9,72 \pm 3,72 \text{ MPa}$), kumlama ile pürüzlendirilen grupların ortalama dayanımlarından ($5,10 \pm 1,78 \text{ MPa}$) anlamlı derecede yüksektir ($p < 0,05$).

9. KAYNAKLAR

1. Al-Wahadni A, Ajlouni R, Al-Omari Q, Cobb D, Dawson D. Shade-match perception of porcelain-fused-to-metal restorations: a comparison between dentist and patient. *J Am Dent Assoc.* 2002;133:1220–1225.
2. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2008;24:299–307.
3. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92:557–562.
4. Silva NRFA, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, vd. Performance of Zirconia for Dental Healthcare. *Materials.* 2010;3:863–896.
5. Okamura M, Chen K-K, Kakigawa H, Kozono Y. Application of alumina coping to porcelain laminate veneered crown: part 1 masking ability for discolored teeth. *Dent Mater J.* 2004;23:180–183.
6. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent Off J Eur Acad Esthet Dent.* 2009;4:130–151.
7. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 1998;14:64–71.
8. Senyilmaz DP, Palin WM, Shortall ACC, Burke FJT. The effect of surface preparation and luting agent on bond strength to a zirconium-based ceramic. *Oper Dent.* 2007;32:623–630.
9. Calamia JR. Etched porcelain veneers: the current state of the art. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 1985;16:5–12.
10. Lohbauer U, Zipperle M, Rischka K, Petschelt A, Müller FA. Hydroxylation of dental zirconia surfaces: characterization and bonding potential. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008;87:461–467.
11. Magne P, Paranhos MPG, Burnett LH. New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2010;26:345–352.
12. Piasek JR, Swift EJ, Braswell K, Stoner BR. Surface fluorination of zirconia: adhesive bond strength comparison to commercial primers. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2012;28:604–608.
13. Zhang Y, Griggs JA, Benham AW. Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. *J Prosthet Dent.* 2004;91:128–135.

14. Pires-de-Souza F de CP, Casemiro LA, Garcia L da FR, Cruvinel DR. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *J Prosthet Dent.* 2009;101:13–18.
15. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2008;24:289–298.
16. 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;32:180–187.
17. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:73–85.
18. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:86–96.
19. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CHF. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007;20:383–388.
20. Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C. HIP zirconia fixed partial dentures--clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2008;39:459–471.
21. Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Gollner M, Hamel J. Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3-year follow-up. *Int J Prosthodont.* 2009;22:597–603.
22. Crisp RJ, Cowan AJ, Lamb J, Thompson O, Tulloch N, Burke FJT. A clinical evaluation of all-ceramic bridges placed in UK general dental practices: first-year results. *Br Dent J.* 2008;205:477–482.
23. Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, Stober T, Ohlmann B, Gabbert O. Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *J Oral Rehabil.* 2009;36:610–615.
24. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *J Oral Sci.* 2010;52:531–539.
25. Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. *J Dent.* 2009;37:731–736.
26. Vaidyanathan J, Vaidyanathan TK. Flexural creep deformation and recovery in dental composites. *J Dent.* 2001;29:545–551.

27. Ciftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:571–582.
28. Kobayashi K, Komine F, Blatz MB, Saito A, Koizumi H, Matsumura H. Influence of priming agents on the short-term bond strength of an indirect composite veneering material to zirconium dioxide ceramic. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2009;40:545–551.
29. Fushiki R, Komine F, Blatz MB, Koizuka M, Taguchi K, Matsumura H. Shear bond strength between an indirect composite layering material and feldspathic porcelain-coated zirconia ceramics. *Clin Oral Investig.* 2012;16:1401–1411.
30. Hatta M, Shinya A, Yokoyama D, Gomi H, Vallittu PK, Shinya A. The effect of surface treatment on bond strength of layering porcelain and hybrid composite bonded to zirconium dioxide ceramics. *J Prosthodont Res.* 2011;55:146–153.
31. Komine F, Kobayashi K, Saito A, Fushiki R, Koizumi H, Matsumura H. Shear bond strength between an indirect composite veneering material and zirconia ceramics after thermocycling. *J Oral Sci.* 2009;51:629–634.
32. White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont.* 1995;8:413–420.
33. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics.* Dördüncü baskı. Mosby Elsevier, St.Louis; 890, 2006.
34. Shillingburg HT. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics.* Üçüncü baskı. Quintessence Publishing Company, Chicago; 600, 1997.
35. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 2003;89:479–488.
36. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med Off Publ Am Assoc Oral Biol.* 1996;7:134–143.
37. Noort RV. *Introduction to Dental Materials.* İkinci baskı. Mosby Inc., St.Louis; 257-278, 2002.
38. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics.* İkinci baskı. Quint. Pub. Co. Inc., Chicago; 45-48, 1980.
39. Öngül D, Şermet B, Balkaya MC. Visual and instrumental evaluation of color match ability of 2 shade guides on a ceramic system. *J Prosthet Dent.* 2012;108:9–14.
40. Giordano RA. *Dental ceramic restorative systems.* Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ 1995. 1996;17:779–782.

41. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*. 2001;14:231–238.
42. Akın E. Dişhekimliğinde porselen inley, jaket kuron, metal-porselen, kuron ve köprüler. Üçüncü baskı. İstanbul Üniversitesi Basımevi, İstanbul; 1978.
43. Craig RG. *Restorative Dental Materials*. Onuncu baskı. Mosby Inc., St.Louis: 172-202, 1997.
44. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. Üçüncü baskı. Quintessence Publishing Co Inc., Chicago; 180-182, 2002.
45. McLaren EA, Cao PT. *Ceramics in Dentistry - Part I - Classes of Materials* [Internet]. <http://www.insidedentistry.net>. [kaynak 23 Şubat 2016]. Tarihinde adresinden erişildi: <http://www.dentalaegis.com/id/2009/10/many-different-types-of-ceramic-systems-have-been-introduced-in-recent-years-for-all-types-of-indirect-restorations>
46. Giordano R, McLaren EA. *Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods*. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. 2010;31:682–684.
47. Shenoy A, Shenoy N. *Dental ceramics: An update*. *J Conserv Dent JCD*. 2010;13:195–203.
48. Liu PR, Essig ME. *Panorama of dental CAD/CAM restorative systems*. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. 2008;29:482.
49. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. *Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review*. *J Prosthet Dent*. 2007;98:389–404.
50. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. *Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials*. *J Prosthet Dent*. 2002;88:4–9.
51. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. *Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials*. *J Prosthet Dent*. 2002;88:10–15.
52. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. *A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics*. *J Biomed Mater Res*. 2000;53:297–303.
53. Kelly JR. *Dental ceramics: current thinking and trends*. *Dent Clin North Am*. 2004;48:513–530.
54. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. *Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics*. *J Prosthet Dent*. 1995;74:145–150.

55. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont.* 1995;8:239–246.
56. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. 2002;23:911–916.
57. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent.* 2005;93:459–466.
58. Pisani-Proenca J, Erhardt MCG, Valandro LF, Gutierrez-Aceves G, Bolanos-Carmona MV, Del Castillo-Salmeron R, vd. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent.* 2006;96:412–417.
59. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2004;13:141–149.
60. Taskonak B, Mecholsky JJ, Anusavice KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials.* 2005;26:3235–3241.
61. Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling W. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2002;18:216–220.
62. Ban S. Reliability and Properties of Core Materials for all-Ceramic Dental Restorations. *Jpn Dent Sci Rev.* 2008;44:3–21.
63. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.* 1995;73:411–418.
64. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont.* 2002;15:339–346.
65. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. 1998;19:307–308.
66. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont.* 1997;10:459–466.
67. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2002;33:503–510.
68. Bindl A, Mörmann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont.* 2002;15:451–456.

69. McLaren EA, White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent.* 2000;83:216–222.
70. Chong K-H, Chai J. Probability of failure of veneered glass fiber-reinforced composites and glass-infiltrated alumina with or without zirconia reinforcement. *Int J Prosthodont.* 2003;16:487–492.
71. Fons-Font A, Solá-Ruíz MF, Granell-Ruíz M, Labaig-Rueda C, Martínez-González A. Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006;11:297–302.
72. Karakoca S, Yılmaz H. Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. Zirconium and use in fixed dentures. 2006;36–44.
73. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Y-TZP ceramics: key concepts for clinical application. *Oper Dent.* 2009;34:344–351.
74. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2011;27:71–82.
75. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials.* 2004;25:5045–5052.
76. Jyung-Dong Lin J-GD. Fracture Toughness and Hardness of Ceria- and Ytria-Doped Tetragonal Zirconia Ceramics. *Mater Chem Phys.* 2003;78:253–261.
77. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20:1–25.
78. Pilathadka S, Vahalová D, Vosáhlo T. The Zirconia: a new dental ceramic material. An overview. *Prague Med Rep.* 2007;108:5–12.
79. Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *J Prosthet Dent.* 2004;92:155–162.
80. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, vd. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials.* 1999;20:371–376.
81. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent.* 1992;68:322–326.
82. Scarano A, Di Carlo F, Quaranta M, Piattelli A. Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol.* 2003;29:8–12.

83. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;86:520–525.
84. Cales B. Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory, and clinical data. *Clin Orthop.* 2000;379:94–112.
85. 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 Off Publ Acad Dent Mater.* 1999;15:426–433.
86. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007;35:819–826.
87. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2004;20:655–662.
88. Monaco C, Cardelli P, Scotti R, Valandro LF. Pilot evaluation of four experimental conditioning treatments to improve the bond strength between resin cement and Y-TZP ceramic. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2011;20:97–100.
89. 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;23:45–61.
90. Filser PK. Net-Shaping of Ceramic Components by Direct Ceramic Machining. *Assem Autom.* 2003;23:382–390.
91. Herrguth M, Wichmann M, Reich S. The aesthetics of all-ceramic veneered and monolithic CAD/CAM crowns. *J Oral Rehabil.* 2005;32:747–752.
92. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2002;88:44–49.
93. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2006;22:778–784.
94. Teixeira EC, Piascik JR, Stoner BR, Thompson JY. Dynamic fatigue and strength characterization of three ceramic materials. *J Mater Sci Mater Med.* 2007;18:1219–1224.
95. Att W, Grigoriadou M, Strub JR. ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil.* 2007;34:282–290.
96. 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;91:356–362.

97. Chong K-H, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont*. 2002;15:183–188.
98. Clarke IC, Manaka M, Green DD, Williams P, Pezzotti G, Kim Y-H, vd. Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85:73–84.
99. 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 Off Publ Acad Dent Mater*. 2004;20:449–456.
100. Tinschert J, Natt G, Mohrbotter N, Spiekermann H, Schulze KA. Lifetime of alumina- and zirconia ceramics used for crown and bridge restorations. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2007;80:317–321.
101. Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent*. 2005;30:382–388.
102. Robin C, Scherrer SS, Wiskott HWA, de Rijk WG, Belser UC. Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocatec system. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2002;18:389–395.
103. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Vallittu PK. The effect of a novel silane blend system on resin bond strength to silica-coated Ti substrate. *J Dent*. 2006;34:436–443.
104. Heuer AH, Claussen N, Kriven W, Ruhle M. Stability of Tetragonal ZrO₂ Particles in Ceramic Matrices. *J Am Ceram Soc*. 1982;65(12):642–50.
105. Kobayashi HK. Phase Change and Mechanical Properties of ZrO₂-YO, Solid Electrolyte After Aging. *Solid State Ion*. 1981;3-4:489–493.
106. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. 2006;27:535–543.
107. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2005;21:454–463.
108. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005;72:239–245.
109. Sato T. Transformation of Yttria-Doped Tetragonal ZrO₂ Polycrystals by Annealing in Water. *J Am Ceram Soc - J Amer Ceram Soc*. 1985;68:356–356.
110. Swab JJ. Low Temperature Degradation of Y-TZP Materials. *J Mater Sci*. 1991;26:6706–6714.

111. Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*. 2006;27:2186–2192.
112. Kosmač 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;15:426–433.
113. 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 Off Publ Acad Dent Mater*. 2002;18:590–595.
114. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent*. 2006;95:430–436.
115. Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L, vd. Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2011;20:84–92.
116. Kern M, Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res*. 2009;88:817–822.
117. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2006;96:154–164.
118. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent*. 2001;4:89–106.
119. Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J. Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci*. 2008;116:579–584.
120. Blue DS, Griggs JA, Woody RD, Miller BH. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent*. 2003;90:247–254.
121. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent*. 2006;34:195–206.
122. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2005;36:105–113.
123. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2013;29:1201–1208.

124. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, vd. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent.* 2006;96:237–244.
125. Sailer I, Fehér A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, vd. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2006;37:685–693.
126. Sorrentino R, De Simone G, Tetè S, Russo S, Zarone F. Five-year prospective clinical study of posterior three-unit zirconia-based fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig.* 2012;16:977–985.
127. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010;37:641–652.
128. Roediger M, Gersdorff N, Huels A, Rinke S. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results. *Int J Prosthodont.* 2010;23:141–148.
129. Larsson C, Vult von Steyern P, Sunzel B, Nilner K. All-ceramic two- to five-unit implant-supported reconstructions. A randomized, prospective clinical trial. *Swed Dent J.* 2006;30:45–53.
130. Cehreli MC, Kökat AM, Akça K. CAD/CAM Zirconia vs. slip-cast glass-infiltrated Alumina/Zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. *J Appl Oral Sci Rev FOB.* 2009;17:49–55.
131. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clin Oral Investig.* 2009;13:445–451.
132. Ohlmann B, Rammelsberg P, Schmitter M, Schwarz S, Gabbert O. All-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: preliminary results from a clinical study. *J Dent.* 2008;36:692–696.
133. Coelho PG, Silva NR, Bonfante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP. Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2009;25:1122–1127.
134. Fischer J, Stawarczyk B, Tomic M, Strub JR, Hämmerle CHF. Effect of thermal misfit between different veneering ceramics and zirconia frameworks on in vitro fracture load of single crowns. *Dent Mater J.* 2007;26:766–772.
135. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CHF. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2009;25:419–423.

136. Marchack BW, Futatsuki Y, Marchack CB, White SN. Customization of milled zirconia copings for all-ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2008;99:169–173.
137. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2009;25:121–128.
138. 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 Off Publ Acad Dent Mater.* 2006;22:857–863.
139. Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhoff D, Güh J-F, Naumann M. Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence Int Berl Ger 1985.* 2010;41:631–637.
140. Chaar MS, Witkowski S, Strub JR, Att W. Effect of veneering technique on the fracture resistance of zirconia fixed dental prostheses. *J Oral Rehabil.* 2013;40:51–59.
141. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont.* 2008;21:223–227.
142. Larsson C, El Madhoun S, Wennerberg A, Vult von Steyern P. Fracture strength of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals crowns with different design: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:820–826.
143. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont.* 2008;21:217–222.
144. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater.* 2009;5:1668–1677.
145. 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;28:801–808.
146. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2007;23:45–50.
147. Kumbuloglu O, Lassila LVJ, User A, Vallittu PK. Bonding of resin composite luting cements to zirconium oxide by two air-particle abrasion methods. *Oper Dent.* 2006;31:248–255.
148. Alex G. Preparing porcelain surfaces for optimal bonding. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ 1995.* 2008;29:324–335.

149. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont.* 2000;13:131–135.
150. Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent.* 2000;2:139–147.
151. Wegner SM, Gerdes W, Kern M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *Int J Prosthodont.* 2002;15:267–272.
152. Valandro LF, Ozcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R, Bona AD. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *J Adhes Dent.* 2006;8:175–181.
153. Bitter K, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *J Prosthet Dent.* 2006;95:302–310.
154. Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int Berl Ger 1985.* 2007;38:745–753.
155. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2005;21:1158–1162.
156. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2003;19:725–731.
157. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2008;24:633–638.
158. Özcan M, DüNDAR M, Erhan Çömlekoğlu M. Adhesion concepts in dentistry: tooth and material aspects. *J Adhes Sci Technol.* 2012;26:2661–2681.
159. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J Adhes Dent.* 2003;5:153–162.
160. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53:304–313.
161. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am.* 2004;48:751–770.
162. Stabholz A, Zeltser R, Sela M, Peretz B, Moshonov J, Ziskind D, vd. The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ 1995.* 2003;24:935–948.

163. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2005;21:616–624
164. Türkmen C, Sazak H, Günday M. Effects of the Nd:YAG laser, air-abrasion, and acid-etchant on filling materials. *J Oral Rehabil.* 2006;33:64–69.
165. Bader C, Krejci I. Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. *Am J Dent.* 2006;19:178–186.
166. Martínez-Insua A, Da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penín UA. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent.* 2000;84:280–288.
167. Tokonabe H, Kouji R, Watanabe H, Nakamura Y, Matsumoto K. Morphological changes of human teeth with Er:YAG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;17:7–12.
168. Usumez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *J Prosthet Dent.* 2003;90:24–30.
169. Cavalcanti AN, Pilecki P, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Gianinni M, vd. Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomed Laser Surg.* 2009;27:473–479.
170. 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;37:848–856.
171. Gökçe B, Ozpinar B, DüNDAR M, Cömlekoglu E, Sen BH, Güngör MA. Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent.* 2007;32:173–178.
172. Osorio E, Toledano M, da Silveira BL, Osorio R. Effect of different surface treatments on In-Ceram Alumina roughness. An AFM study. *J Dent.* 2010;38:118–122.
173. Shiu P, De Souza-Zaroni WC, Eduardo C de P, Youssef MN. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomed Laser Surg.* 2007;25:291–296.
174. Spohr AM, Borges GA, Júnior LHB, Mota EG, Oshima HMS. Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd:YAG laser, Rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomed Laser Surg.* 2008;26:203–208.
175. Usumez A, Hamdemirci N, Koroglu BY, Simsek I, Parlar O, Sari T. Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Sci.* 2013;28:259–266.

176. Stübinger S, Homann F, Etter C, Miskiewicz M, Wieland M, Sader R. Effect of Er:YAG, CO(2) and diode laser irradiation on surface properties of zirconia endosseous dental implants. *Lasers Surg Med.* 2008;40:223–228.
177. Akova T, Yoldas O, Toroglu MS, Uysal H. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* 2005;128:630–637.
178. Parry JP, Shephard JD, Dear FC, Jones N, Weston N, Hand DP. Nanosecond-Laser Post-Processing of Millisecond-Laser-Machined Zirconia (Y-TZP) Surfaces. *Int J Appl Ceram Technol.* 2008;5:249–257.
179. Ding G, Zhao X, Wang Y, Zhao W, Chen G. Ultra-short pulsed ytterbium-doped fiber laser and amplifier. *Chin Opt Lett.* 2006;4:222–224.
180. Jeong Y, Sahu JK, Payne DN, Nilsson J. Ytterbium-doped large-core fiber laser with 1.36 kW continuous-wave output power. *Opt Express.* 2004;12:6088.
181. Lorenzo MC, Portillo M, Moreno P, Montero J, Castillo-Oyagüe R, García A, vd. In vitro analysis of femtosecond laser as an alternative to acid etching for achieving suitable bond strength of brackets to human enamel. *Lasers Med Sci.* 2014;29:897–905.
182. Unal SM, Nigiz R, Polat ZS, Usumez A. Effect of ultrashort pulsed laser on bond strength of Y-TZP zirconia ceramic to tooth surfaces. *Dent Mater J.* 2015;34:351–357.
183. Vicente M, Gomes AL, Montero J, Rosel E, Seoane V, Albaladejo A. Influence of cyclic loading on the adhesive effectiveness of resin-zirconia interface after femtosecond laser irradiation and conventional surface treatments. *Lasers Surg Med.* 2016;48:36–44.
184. Kara O, Kara HB, Tobi ES, Ozturk AN, Kilic HS. Effect of various lasers on the bond strength of two zirconia ceramics. *Photomed Laser Surg.* 2015;33:69–76.
185. Akpınar YZ, Kepceoglu A, Yavuz T, Aslan MA, Demirtag Z, Kılıc HS, vd. Effect of femtosecond laser beam angle on bond strength of zirconia-resin cement. *Lasers Med Sci.* 2015;30:2123–2128.
186. Fiedler S, Irsig R, Tiggesbäumker J, Schuster C, Merschjann C, Rothe N, vd. Machining of Biocompatible Ceramics with Femtosecond Laser Pulses. *Biomed Tech (Berl).* 2013;58
187. Symietz C, Lehmann E, Gildenhaar R, Krüger J, Berger G. Femtosecond laser induced fixation of calcium alkali phosphate ceramics on titanium alloy bone implant material. *Acta Biomater.* 2010;6:3318–3324.
188. Delgado-Ruiz RA, Calvo-Guirado JL, Moreno P, Guardia J, Gomez-Moreno G, Mate-Sánchez JE, vd. Femtosecond laser microstructuring of zirconia dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2011;96:91–100.

189. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006;77:28–33.
190. Yoshida K, Yamashita M, Atsuta M. Zirconate coupling agent for bonding resin luting cement to pure zirconium. *Am J Dent.* 2004;17:249–252.
191. Villard N, Seneviratne C, Tsoi JKH, Heinonen M, Matinlinna J. Candida albicans aspects of novel silane system-coated titanium and zirconia implant surfaces. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26:332–341.
192. 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;102:395–413.
193. Gomes AL, Ramos JC, Santos-del Riego S, Montero J, Albaladejo A. Thermocycling effect on microshear bond strength to zirconia ceramic using Er:YAG and tribochemical silica coating as surface conditioning. *Lasers Med Sci.* 2015;30:787–795.
194. Yun J, Ha S, Lee J, Kim S. Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2010;26:650–658.
195. Ertuğrul F, Türkün M, Türkün LS, Toman M, Cal E. Bond strength of different dentin bonding systems to fluorotic enamel. *J Adhes Dent.* 2009;11:299–303.
196. Zou Y, Jessop JLP, Armstrong SR. In vitro enzymatic biodegradation of adhesive resin in the hybrid layer. *J Biomed Mater Res A.* 2010;94:187–192.
197. Garcia EJ, Reis A, Arana-Correa BE, Sepúlveda-Navarro WF, Higashi C, Gomes JC, vd. Reducing the incompatibility between two-step adhesives and resin composite luting cements. *J Adhes Dent.* 2010;12:373–379.
198. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *J Prosthet Dent.* 2007;98:379–388.
199. Koizumi H, Nakayama D, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Bonding of resin-based luting cements to zirconia with and without the use of ceramic priming agents. *J Adhes Dent.* 2012;14:385–392.
200. Lorenzoni FC, Leme VP, Santos LA, de Oliveira PCG, Martins LM, Bonfante G. Evaluation of chemical treatment on zirconia surface with two primer agents and an alkaline solution on bond strength. *Oper Dent.* 2012;37:625–633.
201. Ural C, Külünk T, Külünk S, Kurt M, Baba S. Determination of resin bond strength to zirconia ceramic surface using different primers. *Acta Odontol Scand.* 2011;69:48–53.

202. Ozcan M. The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2002;87:469–472.
203. Cristoforides P, Amaral R, May LG, Bottino MA, Valandro LF. Composite resin to yttria stabilized tetragonal zirconia polycrystal bonding: comparison of repair methods. *Oper Dent.* 2012;37:263–271.
204. Smith RL, Villanueva C, Rothrock JK, Garcia-Godoy CE, Stoner BR, Piascik JR, vd. Long-term microtensile bond strength of surface modified zirconia. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2011;27:779–785.
205. Akgungor G, Sen D, Aydin M. Influence of different surface treatments on the short-term bond strength and durability between a zirconia post and a composite resin core material. *J Prosthet Dent.* 2008;99:388–399.
206. Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M. Characterisation of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. *J Dent.* 2000;28:441–445.
207. Xible AA, de Jesus Tavares RR, de Araujo CDRP, Bonachela WC. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2006;95:224–229.
208. Oh W, Shen C. Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *J Prosthet Dent.* 2003;90:241–246.
209. Piascik JR, Swift EJ, Thompson JY, Grego S, Stoner BR. Surface modification for enhanced silanation of zirconia ceramics. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2009;25:1116–1121.
210. Cura C, Özcan M, Isik G, Saracoglu A. Comparison of alternative adhesive cementation concepts for zirconia ceramic: glaze layer vs zirconia primer. *J Adhes Dent.* 2012;14:75–82.
211. Morhofer O, Kobus B. A lasting connection: Esthetic implant-borne single-tooth restorations: Part 2. 2011;13:54–62.
212. Miara P. Aesthetic guidelines for second-generation indirect inlay and onlay composite restorations. *Pract Periodontics Aesthetic Dent PPAD.* 1998;10:423–31.
213. Da Fonte Porto Carreiro A, Dos Santos Cruz CA, Vergani CE. Hardness and compressive strength of indirect composite resins: effects of immersion in distilled water. *J Oral Rehabil.* 2004;31:1085–1089.
214. Viljanen EK, Skrifvars M, Vallittu PK. Dendritic copolymers and particulate filler composites for dental applications: degree of conversion and thermal properties. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2007;23:1420–1427.

215. Kakaboura A, Rahiotis C, Zinelis S, Al-Dhamadi YA, Silikas N, Watts DC. In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2003;19:393–398.
216. Santana IL, Lodovici E, Matos JR, Medeiros IS, Miyazaki CL, Rodrigues-Filho LE. Effect of experimental heat treatment on mechanical properties of resin composites. *Braz Dent J.* 2009;20:205–210.
217. Bagis YH, Rueggeberg FA. The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2000;16:244–247.
218. Leinfelder KF. Indirect posterior composite resins. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. 2005;26:495–503.
219. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without “softstart-polymerization”. *J Dent.* 1997;25:321–330.
220. Meiers JC, Freilich MA. Conservative anterior tooth replacement using fiber-reinforced composite. *Oper Dent.* 2000;25:239–243.
221. Van Heumen CCM, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Lesaffre E, Creugers NHJ. Fiber-reinforced dental composites in beam testing. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2008;24:1435–1443.
222. Lassila LVJ, Nohrström T, Vallittu PK. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. *Biomaterials.* 2002;23:2221–2229.
223. Turkaslan S, Tezvergil-Mutluay A, Bagis B, Vallittu P k, Lassila LVJ. Effect of fiber-reinforced composites on the failure load and failure mode of composite veneers. *Dent Mater J.* 2009;28:530–536
224. Neves AD, Discacciati JAC, Orêfice RL, Jansen WC. [Correlation between degree of conversion, microhardness and inorganic content in composites]. *Pesqui Odontológica Bras Braz Oral Res.* 2002;16:349–354.
225. Van Nieuwenhuysen J-P, D’Hoore W, Carvalho J, Qvist V. Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. *J Dent.* 2003;31:395–405.
226. Mandikos MN, McGivney GP, Davis E, Bush PJ, Carter JM. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *J Prosthet Dent.* 2001;85:386–395.
227. Heintze SD, Zappini G, Rousson V. Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators--results of a round robin test. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2005;21:304–317.

228. Cetin AR, Unlu N. Clinical wear rate of direct and indirect posterior composite resin restorations. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2012;32:87–94.
229. Kim KH, Park JH, Imai Y, Kishi T. Microfracture mechanisms of dental resin composites containing spherically-shaped filler particles. *J Dent Res.* 1994;73:499–504.
230. Kim K-H, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent.* 2002;87:642–649.
231. Kamio S, Komine F, Taguchi K, Iwasaki T, Blatz MB, Matsumura H. Effects of framework design and layering material on fracture strength of implant-supported zirconia-based molar crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26:1407–1413.
232. Douglas RD. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent.* 2000;83:166–170.
233. Arocha MA, Mayoral JR, Lefever D, Mercade M, Basilio J, Roig M. Color stability of siloranes versus methacrylate-based composites after immersion in staining solutions. *Clin Oral Investig.* 2013;17:1481–1487.
234. Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Ozcan M, Hämmerle CHF. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater J.* 2012;31:377–383.
235. Ardu S, Gutemberg D, Krejci I, Feilzer AJ, Di Bella E, Dietschi D. Influence of water sorption on resin composite color and color variation amongst various composite brands with identical shade code: an in vitro evaluation. *J Dent.* 2011;39: 37–44.
236. Imazato S, Tarumi H, Kobayashi K, Hiraguri H, Oda K, Tsuchitani Y. Relationship between the degree of conversion and internal discoloration of light-activated composite. *Dent Mater J.* 1995;14:23–30.
237. Van Landuyt KL, Yoshida Y, Hirata I, Snauwaert J, De Munck J, Okazaki M, vd. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *J Dent Res.* 2008;87:757–761.
238. Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res.* 1990;69:1652–1658.
239. Nakazawa M. Color stability of indirect composite materials polymerized with different polymerization systems. *J Oral Sci.* 2009;51:267–273.
240. Kim S-H, Lee Y-K. Changes in color and color coordinates of an indirect resin composite during curing cycle. *J Dent.* 2008;36:337–342.

241. Papadopoulos T, Sarafianou A, Hatzikyriakos A. Colour stability of veneering composites after accelerated aging. *Eur J Dent.* 2010;4:137–142.
242. Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 1994;10:353–362.
243. Lu H, Roeder L, Lei L, Powers J. Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. - PubMed - NCBI. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* 2005;17:102–108.
244. Obein G, Knoblauch K, Viénot F. Difference scaling of gloss: nonlinearity, binocularity, and constancy. *J Vis.* 2004;4:711–720.
245. Da Costa J, Ferracane J, Paravina RD, Mazur RF, Roeder L. The effect of different polishing systems on surface roughness and gloss of various resin composites. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* 2007;19:214–224.
246. Paravina RD, Roeder L, Lu H, Vogel K, Powers JM. Effect of finishing and polishing procedures on surface roughness, gloss and color of resin-based composites. *Am J Dent.* 2004;17:262–266.
247. Stawarczyk B, Egli R, Roos M, Ozcan M, Hämmerle CHF. The impact of in vitro aging on the mechanical and optical properties of indirect veneering composite resins. *J Prosthet Dent.* 2011;106:386–398.
248. Freeman R, Varanasi S, Meyers IA, Symons AL. Effect of air abrasion and thermocycling on resin adaptation and shear bond strength to dentin for an etch-and-rinse and self-etch resin adhesive. *Dent Mater J.* 2012;31:180–188.
249. Cavalcanti AN, Mitsui FHO, Ambrosano GMB, Marchi GM. Influence of adhesive systems and flowable composite lining on bond strength of class II restorations submitted to thermal and mechanical stresses. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007;80:52–58.
250. Watanabe I, Nakabayashi N. Measurement methods for adhesion to dentine: the current status in Japan. *J Dent.* 1994;22:67–72.
251. Mair L, Padipatvuthikul P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2010;26:17–23.
252. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27:89–99.
253. Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent.* 2015;17:7–26.
254. Morresi AL, D’Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D’Arcangelo C, vd. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in

- laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;29:295–308.
255. Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1996;75:602–608.
256. Pekkan G, Hekimoglu C. Evaluation of shear and tensile bond strength between dentin and ceramics using dual-polymerizing resin cements. *J Prosthet Dent.* 2009;102:242–252.
257. Uo M, Sjögren G, Sundh A, Goto M, Watari F, Bergman M. Effect of surface condition of dental zirconia ceramic (Denzir) on bonding. *Dent Mater J.* 2006;25:626–631.
258. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res.* 1997;76:1298–1307.
259. Placido E, Meira JBC, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2007;23:1086–1092.
260. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2010;26:78–93.
261. Valandro LF, Ozcan M, Amaral R, Vanderlei A, Bottino MA. Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dent Mater J.* 2008;27:849–855.
262. Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2010;26:38–49.
263. Burrow MF, Thomas D, Swain MV, Tyas MJ. Analysis of tensile bond strengths using Weibull statistics. *Biomaterials.* 2004;25:5031–5035.
264. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2010;26:50–62.
265. Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, vd. Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhes Dent.* 2008;10:7–16.
266. Nothagle P, Chambers W, Davidson M. Introduction to Stereomicroscopy [Internet]. Nikon MicroscopyU. [kaynak 24 Şubat 2016]. Tarihinde adresinden erişildi: <http://www.microscopyu.com/articles/stereomicroscopy/stereointro.html>

267. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod.* 1998;20:79–92.
268. Wen X, Wang X, Zhang N. Microrough surface of metallic biomaterials: a literature review. *Biomed Mater Eng.* 1996;6:173–189.
269. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil.* 1995;22:421–427.
270. Lapshin RV. Feature-oriented scanning methodology for probe microscopy and nanotechnology. *Nanotechnology.* 2004;15:1135–1151.
271. Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JAA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont.* 2002;15:248–253.
272. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent.* 2003;28:647–660.
273. Re D, Augusti D, Augusti G, Giovannetti A. Early bond strength to low-pressure sandblasted zirconia: evaluation of a self-adhesive cement. *Eur J Esthet Dent Off J Eur Acad Esthet Dent.* 2012;7:164–175.
274. Yang B, Wolfart S, Scharnberg M, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Influence of contamination on zirconia ceramic bonding. *J Dent Res.* 2007;86:749–753.
275. Komine F, Fushiki R, Koizuka M, Taguchi K, Kamio S, Matsumura H. Effect of surface treatment on bond strength between an indirect composite material and a zirconia framework. *J Oral Sci.* 2012;54:39–46.
276. Mirmohammadi H, Aboushelib MN, Salameh Z, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Influence of enzymatic and chemical degradation on zirconia resin bond strength after different surface treatments. *Am J Dent.* 2010;23:327–330.
277. Qeblawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Monaco EA. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent.* 2010;103:210–220.
278. Aboushelib MN, Wang H. Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. *J Prosthet Dent.* 2010;104:98–104.
279. Guess PC, Zhang Y, Kim J-W, Rekow ED, Thompson VP. Damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment. *J Dent Res.* 2010;89:592–596.
280. Kim J-W, Covell NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *J Dent Res.* 2010;89:91–95.

281. Ban S, Sato H, Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M. Effect of Sandblasting and Heat Treatment on Biaxial Flexure Strength of the Zirconia/Alumina Nanocomposite. *Key Eng Mater.* 2007;330-332:353–356.
282. Akın H, Ozkurt Z, Kırmalı 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;29:797–802.
283. Tholt de Vasconcellos B, Miranda-Júnior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent.* 2006;31:442–449.
284. Chen L, Suh BI. Bonding of Resin Materials to All-Ceramics: A Review. *Curr Res Dent.* 21 2012;3:7–17.
285. 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;25:669–674.
286. Koyuturk AE, Kusgoz A, Ulker M, Yeşilyurt C. Effects of mechanical and thermal aging on microleakage of different fissure sealants. *Dent Mater J.* 2008;27:795–801.
287. Rocha R, Soares FZM, Rodrigues CRMD, Rodrigues Filho LE. Influence of aging treatments on microtensile bond strength of adhesive systems to primary dentin. *J Dent Child Chic Ill.* 2007;74:109–112.
288. Naumann M, Metzdorf G, Fokkinga W, Watzke R, Sterzenbach G, Bayne S, vd. Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review. *J Oral Rehabil.* 2009;36:299–312.
289. Khoroushi M, Mansoori M. Marginal sealing durability of two contemporary self-etch adhesives. *ISRN Dent.* 2012;2012:1–8.
290. El-Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract.* 2007;8:17–24.
291. Catalbas B, Uysal T, Nur M, Demir A, Gunduz B. Effects of thermocycling on the degree of cure of two lingual retainer composites. *Dent Mater J.* 2010;29:41–46.
292. Özel Bektas Ö, Eren D, Herguner Siso S, Akin GE. Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers Med Sci.* 2012;27:723–728.
293. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2008;24:1556–1567.

294. López-Mollá MV, Martínez-González MA, Mañes-Ferrer J-F, Amigó-Borrás V, Bouazza-Juanes K. Bond strength evaluation of the veneering-core ceramics bonds. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2010;15:919–923.
295. Matsumura H, Yanagida H, Tanoue N, Atsuta M, Shimoe S. Shear bond strength of resin composite veneering material to gold alloy with varying metal surface preparations. *J Prosthet Dent*. 2001;86:315–319.
296. Amaral R, Ozcan M, Valandro LF, Balducci I, Bottino MA. Effect of conditioning methods on the microtensile bond strength of phosphate monomer-based cement on zirconia ceramic in dry and aged conditions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008;85:1–9.
297. Maeda FA, Bello-Silva MS, de Paula Eduardo C, Miranda Junior WG, Cesar PF. Association of different primers and resin cements for adhesive bonding to zirconia ceramics. *J Adhes Dent*. 2014;16:261–265.
298. Shimoe S, Tanoue N, Kusano K, Okazaki M, Satoda T. Influence of air-abrasion and subsequent heat treatment on bonding between zirconia framework material and indirect composites. *Dent Mater J*. 2012;31:751–757.
299. Komine F, Taguchi K, Fushiki R, Kamio S, Iwasaki T, Matsumura H. In vitro comparison of fracture load of implant-supported, zirconia-based, porcelain- and composite-layered restorations after artificial aging. *Dent Mater J*. 2014;33:607–613.
300. Yang B, Barloi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2010;26:44–50.
301. Kitayama S, Nikaido T, Takahashi R, Zhu L, Ikeda M, Foxton RM, vd. Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2010;26:426–432.

10. EKLER

10.1. Ek 1. Çalışmada Elde Edilen Sayısal Değerler

Grup	Örnek no	Ra İlk (μm)	Ra Son (μm)	Bağlanma Dayanımı değeri (MPa)
KC	1	0,315	0,842	4,19
	2	0,386	0,702	10,14
	3	0,357	0,772	7,38
	4	0,351	0,786	5,46
	5	0,31	0,836	8,35
	6	0,386	0,825	3
	7	0,339	0,84	5,38
	8	0,371	0,732	5,68
	9	0,363	0,803	4,54
	10	0,366	0,804	6,22
KM	1	0,372	0,767	4,91
	2	0,364	0,77	6,33
	3	0,312	0,758	4,52
	4	0,297	0,702	2,78
	5	0,338	0,746	5,46
	6	0,317	0,795	6,89
	7	0,348	0,767	4,82
	8	0,315	0,741	5,97
	9	0,345	0,765	4,86
	10	0,306	0,723	6,72
KS	1	0,396	0,762	6,03
	2	0,385	0,739	4,97
	3	0,406	0,751	5,92
	4	0,346	0,749	5,09
	5	0,381	0,787	5,45
	6	0,328	0,801	4,79
	7	0,352	0,793	4,89
	8	0,399	0,814	6,54
	9	0,359	0,765	5,58
	10	0,361	0,846	6,38
KZ	1	0,385	0,803	8,81
	2	0,372	0,852	4,45
	3	0,326	0,818	6,57
	4	0,363	0,763	7,22
	5	0,308	0,82	4,67
	6	0,357	0,747	4,88
	7	0,348	0,723	4,51
	8	0,392	0,735	5,54
	9	0,399	0,72	6,66
	10	0,312	0,82	5,59

KP	1	0,318	0,714	3,64
	2	0,406	0,676	2,26
	3	0,395	0,757	2,6
	4	0,38	0,708	1,68
	5	0,398	0,77	3,53
	6	0,317	0,699	2,5
	7	0,388	0,688	1,47
	8	0,37	0,676	3,92
	9	0,366	0,709	2,33
	10	0,415	0,659	3,01
LC	1	0,346	1,242	6,13
	2	0,357	1,201	12,56
	3	0,373	1,205	5,73
	4	0,419	1,116	7,93
	5	0,338	1,24	10,01
	6	0,278	1,199	8,31
	7	0,38	1,118	8,52
	8	0,389	1,295	5,91
	9	0,346	1,301	6,1
	10	0,398	1,123	11,21
LM	1	0,408	1,389	5,32
	2	0,361	1,293	7,3
	3	0,312	1,164	12,05
	4	0,336	1,303	9,42
	5	0,402	1,165	9,39
	6	0,387	1,284	8,1
	7	0,365	1,232	11,21
	8	0,36	1,183	7,19
	9	0,358	1,335	7,12
	10	0,428	1,324	10,62
LS	1	0,413	1,145	13,87
	2	0,355	1,163	12,94
	3	0,368	1,211	11,34
	4	0,427	1,234	16,07
	5	0,336	1,202	13,35
	6	0,416	1,284	13,42
	7	0,382	1,138	15,52
	8	0,386	1,346	12,35
	9	0,387	1,237	10,33
	10	0,43	1,354	12,85
LZ	1	0,387	1,329	16,18
	2	0,369	1,189	11,06
	3	0,411	1,234	13,41
	4	0,394	1,215	12,01
	5	0,323	1,207	15,14
	6	0,397	1,192	12,58

	7	0,398	1,151	15,38
	8	0,311	1,164	11,34
	9	0,326	1,296	14,71
	10	0,331	1,364	12,71
LP	1	0,375	1,262	5,58
	2	0,38	1,232	6,84
	3	0,317	1,126	4,36
	4	0,407	1,147	5,74
	5	0,41	1,178	3,31
	6	0,43	1,309	4,27
	7	0,376	1,232	6,27
	8	0,388	1,239	4,63
	9	0,324	1,28	4,54
	10	0,336	1,191	3,88

11. ÖZGEÇMİŞ

01.01.1988 yılında İstanbul'da doğdu.

İlköğrenimini Bostancı Atatürk İlköğretim Okulu'nda, orta öğrenimini Çamlıca Bilfen Almanca İlköğretim Okulu'nda, lise öğrenimini Hüseyin Avni Sözen Anadolu Lisesi'nde tamamladı. 2006 yılında girdiği İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2011 yılında mezun oldu. 2012 yılında Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başladı.

İngilizce ve Almanca bilmektedir.