

“ ELİF SARAÇOĞLU MERGEN”

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2019

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**“FARKLI BAĞLANTI AJANLARININ MONOLİTİK
ZİRKONYA İLE İNDİREK KOMPOZİT ARASINDAKİ
MAKASLAMA BAĞLANTI DİRENCİ ÜZERİNE ETKİSİ”**

ELİF SARAÇOĞLU MERGEN

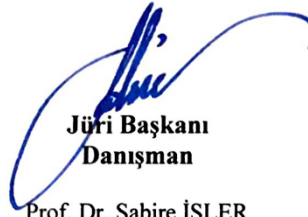
**DANIŞMAN
PROF. DR. SABİRE İŞLER**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

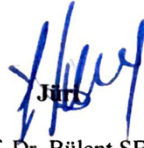
İSTANBUL-2019

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü . Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Programında Doktora öğrencisi Elif SARAÇOĞLU MERGEN tarafından Prof. Dr. Sabire İŞLER' in danışmanlığında hazırlanan "Farklı Bağlantı Ajanlarının Monolitik Zirkonya ve İndirek Kompozit Arasındaki Makaslama Bağlantı Direnci Üzerine Etkisi" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 28/06/2019 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.


Jüri Başkanı
Danışman

Prof. Dr. Sabire İŞLER
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı


Jüri

Prof. Dr. Bülent ŞERMET
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri

Prof. Dr. Muzaffer ACEŞ
Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri

Prof. Dr. Ü. Begüm EFES
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri

Doç. Dr. Ergün KELEŞOĞLU
Yıldız Teknik Üniversitesi
Metalürji ve Malzeme Mühendisliği

BEYAN

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

Elif SARAÇOĞLU MERGEN



İTHAF

Bu tez çalışmasını her zaman yanımda olan *Ailem* ve *Eşime* ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bilgi, tecrübe ve vizyonunu bana aktarmasının yanısıra, her zaman yanımda olan, her konuda fikir danışabildiğim, desteğini hep hissettiğim, mesleki hayatıma ışık tutan çok değerli danışman hocam Prof. Dr. Sabire İŞLER'e,

Doktora eğitimim boyunca yanımda olan sevgili arkadaşlarım Melis MUTLU, Gizem ÇETİN DEMİR, Mehmet ÇAĞLAR, Şeyma ALPKILIÇ, Alpar MOHAMMEDİ ve Erkin ÖZCAN'a,

Her koşulda yanımda olan canım annem babam ve kardeşim, Figen, Serdar ve Ekin ÖZCAN'a ve en büyük destekçim, hayat arkadaşım Burak MERGEN'e,

Sonsuz teşekkür ederim

Elif SARAÇOĞLU MERGEN

İstanbul-2019

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 27050

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	ii
BEYAN.....	iii
İTHAF.....	iv
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	x
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xii
ÖZET	xiii
ABSTRACT	xv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Zirkonyum dioksitin tarihsel gelişimi.....	3
2.2. Zirkonyanın mekanik özellikleri	3
2.3. Zirkonya ve mikro yapısal özellikleri.....	4
2.4. Zirkonyanın kristal yapısı.....	5
2.4.1. Geleneksel tetragonal zirkonya (900-1200Mpa).....	5
2.4.2. Yüksek-translusenst (HT) zirkonya (900-1200 Mpa).....	5
2.4.3. Kübik ultra-transludent (UT) zirkonya (500-800 Mpa).....	6
2.5. Dişhekimliği uygulamalarında zirkonya.....	7
2.5.1. Magnezyum ile kısmi stabilize zirkonya (Mg-PSZ)	7
2.5.2. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina	7
2.5.3. Alumina ile güçlendirilmiş zirkonya.....	8
2.5.4. Yttriyum oksit ile yarı stabilize zirkonya (3Y-TZP)	8
2.6. Klinik dişhekimliğinde kullanılan zirkonya formları	9
2.6.1. HIP (tam sinterlenmiş) zirkonya.....	9
2.6.2. Non-HIP (kısmi sinterlenmiş) zirkonya.....	9
2.6.3. Green (sinterlenmemiş) zirkonya.....	9
2.7. Zirkonya alt yapılı porselen restorasyonlar.....	10
2.8. Zirkonyada uygulanan yüzey işlemleri.....	11

2.8.1. Kumlama.....	11
2.8.2. Aşındırma.....	12
2.8.3. Plazma sprey.....	12
2.8.4. Tribokimyasal silika kaplama yöntemi.....	13
2.8.5. HIM/SIE.....	13
2.9. Kompozit Reçineler.....	14
2.9.1 Kompozit Reçinelerin yapısı.....	14
2.10. İndirek Kompozit Reçineler.....	15
2.11. İkinci jenerasyon indirek kompozitlerin yapısı ve içeriği	16
2.11.1. Mekanik özellikler.....	16
2.11.2. Optik Özellikler.....	17
2.11.3. Marjinal adaptasyon ve mikrosızıntı.....	18
2.11.4. Yüzey Özellikleri.....	18
2.12. İndirek kompozit materyallerde yüzey işlemleri.....	18
2.13. İndirek kompozitlerin polimerizasyon teknikleri.....	19
2.13.1. Isı ile polimerizasyon	19
2.13.2. Işık ile polimerizasyon (soft start or slow curing)	19
2.13.3. Nitrojen ile polimerizasyon.....	19
2.14. İndirek kompozit restorasyonların klinik avantajları.....	20
2.15. Kimyasal yüzey işlemleri.....	20
2.15.1.Silan.....	21
2.15.2. Zirkonya üzeri porselen/glazür kaplama.....	22
2.16. Bağlantı Ajanları.....	23
2.17. Bağlantı Ajanlarının Jenerasyonlarına Göre Sınıflandırılması.....	23
2.17.1 Birinci Jenerasyon Adezivler.....	23
2.17.2 İkinci Jenerasyon Adezivler.....	24
2.17.3 Üçüncü Jenerasyon Adezivler.....	24
2.17.4 Dördüncü Jenerasyon Adezivler.....	24
2.17.5 Beşinci Jenerasyon Adezivler.....	25
2.17.6 Altıncı Jenerasyon Adezivler.....	25
2.17.7 Yedinci Jenerasyon Adezivler.....	26
2.17.8 Sekizinci Jenerasyon Adezivler.....	26
2.17.9 Universal Adezivler.....	27

3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	30
3.1. Zirkonya örneklerin hazırlanması.....	32
3.2. Zirkonya örneklerin yüzey hazırlıkları.....	33
3.3. Zirkonya örnek yüzeylerine glazür uygulanması.....	34
3.4. Zirkonya örneklerin yüzeyine bağlantı ajanlarının uygulanması.....	36
3.4.1. Örnek yüzeylerine G-Premio bond uygulanması.....	37
3.4.2. Örnek yüzeylerine Tokuyama Universal Bond uygulanması.....	37
3.4.3. Örnek yüzeylerine Signum Zirconia Bond uygulanması.....	38
3.4.4. Örnek yüzeylerine Clearfil Ceramic Primer Plus uygulanması.....	38
3.4.5. Örnek yüzeylerine Z-prime Plus uygulanması.....	38
3.5. Zirkonya örneklerin yüzeyine indirek kompozit uygulaması.....	38
3.6. Zirkonya örneklere termosiklus uygulanması.....	40
3.7. Deney düzeneğinin hazırlanması.....	40
3.8. Örneklerin akriliğe gömülmesi işlemi.....	41
3.9. Örneklere makaslama yüklerinin uygulanması.....	42
3.10. Örnek yüzeylerinde kırılma paternlerinin değerlendirilmesi.....	43
3.10.1 Işık mikroskopu ile örnek yüzeylerinin değerlendirilmesi.....	43
3.10.2 Elektron mikroskopu ile örnek yüzeylerinin değerlendirilmesi.....	43
3.11. İstatistiksel analiz.....	44
4. BULGULAR.....	45
5. TARTIŞMA.....	57
6. SONUÇLAR.....	
KAYNAKLAR.....	68
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	84
ÖZGEÇMİŞ.....	85

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Altıncı jenerasyon adeziv tipleri.....	23
Tablo 3-1: Deney şeması.....	30
Tablo 3-2: Çalışmamızda kullanılan materyallerin içerik bilgileri.....	31
Tablo 3-3: Çalışmamızda kullanılan bağlantı ajanlarının önerilen kullanım alanları....	32
Tablo 4-1: Tüm örneklerin dört farklı koşulda makaslama dayanım değerleri (MPa)....	45
Tablo 4-2: Termosiklus uygulanan veya uygulanmayan gruplardaki makaslama dayanımı değerlerine glazür uygulamasının etkileri.....	46
Tablo 4-3: Glazür uygulanan veya uygulanmayan gruplardaki makaslama dayanımı değerlerine termosiklus uygulamasının etkileri.....	47
Tablo 4-4: Dört farklı koşulda bağlantı ajanlarının ortalama makaslama dayanımı MPa değerleri arası fark varlığının incelenmesi sonuçları (<i>p</i> değerleri).....	47
Tablo 4-5: Üç farklı koşulda bağlantı ajanlarının ortalama makaslama dayanım değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları (<i>p</i> değerleri).....	48
Tablo 4-6: Termosiklus yapılmayan ve glazür uygulanmayan grupların (TS- G-); makaslama dayanımlarının istatistiksel olarak karşılaştırılması.....	49
Tablo 4-7: Termosiklus yapılmayan ve glazür uygulanan grupların (TS- G+); makaslama dayanımlarının istatistiksel olarak karşılaştırılması.....	50
Tablo 4-8: 5000 termosiklus uygulanan ve glazür uygulanmayan grupların (T+ G-); makaslama dayanımlarının istatistiksel olarak karşılaştırılması.....	51
Tablo 4-9: Glazür uygulanıp 5000 termosiklus uygulanan grupların (T+ G+); makaslama dayanımlarının istatistiksel olarak karşılaştırılması.....	52
Tablo 4-10: Örneklerin kırılma paternleri.....	53

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Zirkonyanın kristal yapılarının değişik fazlardaki şematik görünüşleri.....	4
Şekil 3-1: Roland DWX-51D cihazında zirkonya örneklerin kazınması.....	33
Şekil 3-2: Sinterlenmiş zirkonya örnekler	33
Şekil 3-3: Zirkonya örneklerin kumlanması.....	34
Şekil 3-4: Üzerlerine çift taraflı bant uygulanan zirkonya örnekler.....	35
Şekil 3-5: Glazür uygulaması sonrası örneklerin fırınlanması.....	36
Şekil 3-6:Deneylerde kullanılan bağlantı ajanları. a. Tokuyama Universal Bond (TU) (Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japonya) b. Signum Zirconia Bond (SZ) (Kulzer, Hanau, Almanya) c. G-Premio Bond (GP) (GC, Aichi, Japonya) d. Clearfil Ceramic Primer Plus (CCP) (Kuraray Medical Ltd., Tokyo, Japonya) e. Z-prime Plus'tır (ZP) (Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD).	37
Şekil 3-7: Zirkonya yüzeyine çelik halka konularak indirek kompozit uygulaması.....	39
Şekil 3-8: İndirek kompozitin polimerize edilmesi.....	39
Şekil 3-9: Örneklere termosiklus uygulaması.....	40
Şekil 3-10: Deney düzeneği.....	41
Şekil 3-11: Örneklerin akriliğe gömülmesi işlemi.....	42
Şekil 3-12: Deney düzeneğinde örneklerin kırılması.....	43
Şekil 3-13:Örneklerin inceleme öncesinde altınla kaplanması işlemi (a). Zeiss LS10 scanning elektron mikroskopu (b).....	44
Şekil 4-1: Glazür uygulanmış örneklerde adeziv kırılma paterni izlenen kırılma yüzeyinin 1000x büyütmede scanning elektron mikroskop görüntüsü. (Bağlantı ajanı: G-premio bond).....	54
Şekil 4-2: Glazür ve termosiklus uygulanmış örneklerde adeziv kırılma paterni izlenen kırılma yüzeyinin 1000x büyütmede scanning elektron mikroskop görüntüsü. (Bağlantı ajanı: Z-prime plus).....	54
Şekil 4-3: Glazür uygulanmayan örneklerde adeziv-koheziv kırılma paterni izlenen kırılma yüzeyinin 1000x büyütmede scanning elektron mikroskop görüntüsü. (Bağlantı ajanı: G-premio).....	55
Şekil 4-4: Glazür ve termosiklus uygulanmış örneklerde adeziv-koheziv kırılma paterni izlenen kırılma yüzeyinin 1000x büyütmede scanning elektron mikroskop görüntüsü. (Bağlantı ajanı: Tokuyama Universal).....	55

Şekil 4-5: Glazür uygulanmamış örneklerde adeziv kırılma paterni izlenen kırılma yüzeyinin 1000x büyütmede scanning elektron mikroskop görüntüsü. (Bağlantı ajanı: Signum Zirconia Bond).....	56
Şekil 4-6: Glazür uygulanmamış, termosiklus uygulanmış örneklerde adeziv kopma yüzeyinin 1000x büyütmede scanning elektron mikroskop görüntüsü. (Bağlantı ajanı: Clearfil Ceramic Primer).....	56



SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

Al_2O_3 : Alüminyum oksit

ATZ: Alumina ile güçlendirilmiş zirkonya

CAD/CAM : Bilgisayar destekli tasarım / Bilgisayar destekli üretim (*Computer aided design / computer aided manufacturing*)

CaO: Kalsiyum oksit

dk: Dakika (Zaman birimi)

FSZ : Tam Stabilize Zirkonya (Fully stabilized zirconia)

Gpa : Gigapaskal (Elastik modülüs)

HF: Hidroflorik asit

HVN: Hardness Vickers Number (Sertlik birimi)

Mm : Milimetre (Uzunluk birimi)

MgO: Magnezyum oksit

Mg-PSZ: Magnezyum ile kısmi stabilize zirkonya

MPa: Megapaskal (Basınç birimi)

μm : Mikrometre (Uzunluk birimi)

N : Newton (Kuvvet birimi)

PSZ : Kısmi Stabilize Zirkonya (*Partially stabilized zirconia*)

SE: Self-etch

TE: Total-etch

TZP : Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (*Tetragonal zirconia polycrystals*)

Y: İtiryum

Y_2O_3 :İtiryum Oksit

3Y-TZP: İtiryum ile kısmi stabilize zirkonya (*Yttria-stabilized tetragonal zirconia*)

Zr: Zirkonyum

ZrO_2 : Zirkonyum oksit

$^{\circ}C$: Santigrat derece(Sıcaklık birimi)

W/mK: watt/meter.K (iletkenlik birimi)

ÖZET

Saracoglu E. (2019). Farklı bağlantı ajanlarının monolitik zirkonya ile indirek kompozit arasındaki makaslama bağlantı direnci üzerine etkisi. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi ABD, Kuron Köprü Bilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul 2019.

Klinik uygulamalarda zirkonya altyapılı restorasyonlarda, üst yapı materyali olarak indirek kompozitler alternatif olarak kullanılmaktadır. Bu çalışmada farklı bağlantı ajanlarının ve zirkonya yüzeyine glazür uygulamasının termosiklus uygulanan veya uygulanmayan şartlarda monolitik zirkonya ile indirek kompozit arasındaki makaslama bağlantı dayanımına etkisini incelemek amaçlanmıştır.

Çalışmada 200 adet 11mm çapında 2.5mm kalınlığında monolitik zirkonya (Zirkonzahn Prettau, GmbH, Bruneck, İtalya) disk CAD/CAM sisteminde freze edilerek hazırlanmıştır. Sinterlenen disklere kumlama yapıldıktan sonra, yarısına glazür uygulaması yapılırken diğer yarısına yapılmamıştır. Tüm örnekler 5 farklı bağlantı, G-Premio Bond (GP), Tokuyama Universal Bond (TU), Signum Zirconia Bond (SZB), Z-Prime Plus (ZP), Clearfil Ceramic Primer Plus (CCP), üreticinin talimatlarına göre uygulanmıştır. Hazırlanan örneklerin yarısına 5000 termosiklus uygulanmıştır. Tüm örnekler universal test cihazında makaslama bağlantı kuvvetine tabi tutularak sonuçlar not edilmiştir. Kırılan örnek yüzeyleri ışık mikroskobunda 10x ve scanning elektron mikroskobu (SEM) altında 1000x büyütmede incelenmiştir. Elde edilen verilerin istatistiksel analizleri Mann Whitney U ve Kruskal Wallis testleri kullanılarak yapılmıştır. Sonuçlar %95'lik güven aralığında, $p<0.05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

8. jenerasyon bağlayıcı ajanlar (GP, TU) diş hekimliği materyalleri ile kompozit reçine bağlantısında önerilen ajanlardan (SZ, ZP, CCP) istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma değeri sağlamaktadır. Glazür uygulaması GP, TU, SZ bağlantı ajanlarının etkinliği üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip değildir. Glazür uygulaması ZP ve CCP bağlantı ajanlarının bağlanma dayanımlarını istatistiksel olarak anlamlı düzeyde arttırmaktadır. Bağlayıcı ajan ile birlikte bağlanma dayanımını

değerlendiren çalışmalarda, termosiklus uygulaması mutlaka yer almalıdır. Tüm bağlayıcı ajanlarda adeziv başarısızlık gözlenmektedir.

Anahtar Kelimeler : monolitik zirkonya, indirek kompozit, bağlantı ajanı, makaslama dayanımı

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 27050



ABSTRACT

Saracoglu E. (2019). The effect of different bonding agents on the shear bond strength between monolithic zirconia and indirect composite. Istanbul University, Faculty of Dentistry, Department of Prosthodontics, Crown&Bridge. Doctoral Thesis. Istanbul.

In clinical practice, indirect composites are used as veneering materials in the zirconia supported restorations as alternative materials. In this study, investigation of the effect of different bonding agents, application of feldspathic porcelain, and thermocycling on the shear bond strength between monolithic zirconia and indirect composites was aimed.

In this study, 200 monolithic zirconia disks with 11 mm diameter and 2.5 mm thickness were milled with CAD/CAM system. After the application of airborne abrasion on the sintered disks, porcelain glaze was applied on the half of the disks. Five different bonding agents were applied on the zirconia disks according to the manufacturer's recommendations. 5000 cycles of thermocycling were applied to half of the disks. The results of the shear bond testing with a universal testing device were recorded for all of the samples. The broken interfaces of the samples were examined under light microscope (10x magnification) and under scanning electron microscope (SEM; 1000x magnification). For the statistical analysis, Mann Whitney U and Kruskal Wallis test were utilized. The results were evaluated with 95% confidence interval and the significance level was accepted as $p<0.05$.

8th generation bonding agents (GP, TU) provided a significantly higher bonding in comparison to the recommended primers for the bonding between the dental materials and composite resins. Application of porcelain glaze did not have a significant effect on the shear bond strength when GP, TU or SZ bonding agents were utilized as the bonding material between monolithic zirconia and indirect composite, whereas it significantly increased the shear bond strength when ZP or CCP were utilized. Thermocycling should be considered in the studies evaluating the shear bond strength and primers. Adhesive failure was observed in all of the primers used in this study.

Key Words: monolithic zirconia, indirect composite, primer, bonding agent, shear bond strength

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No. 27050



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Üstün mekanik özellikleri ve mükemmel biyouyumluluğu ile zirkonyum dioksit (zirkonya) seramikler, metal-seramik restorasyonlara alternatif olarak kullanılmaktadır. Bir dizi klinik çalışma orta ve uzun vadede zirkonya altyapılı restorasyonların performansını stabil ve elverişli olarak bildirmiştir. Zirkonya alt yapılı restorasyonlarda üst yapı materyali olarak en çok porselen kullanılmaktadır. Diş destekli zirkonya altyapılı restorasyonlarda en çok karşılaşılan teknik komplikasyon üst yapı porselende meydana gelen kırık veya çatlaklardır (%6-25 oranında). İmplantüstü zirkonya alt yapılı porselenlerde ise porselende görülen kırılma ve çatlak oranı ise daha yüksektir. (% 10–40) [1–4]. Bu komplikasyonların üstesinden gelebilmek için monolitik restorasyonlar piyasaya sürülmüş ve farklı üstyapı materyalleri arayışı doğmuştur. Son birkaç senedir daha estetik monolitik restorasyonlar yapabilmek için oluşan talep sonucunda daha translusent zirkonya bloklar piyasaya sürülmüştür. Yüksek translusent bloklar daha estetik olmalarının yanı sıra yüksek mekanik özellikler de gösterdikleri için geniş ve uzun protetik restorasyonlarda kullanılabilirler.

Çalışmamızda kullandığımız %4-6 Y_2O_3 içeren monolitik zirkonya blokları, geleneksel zirkonya bloklar ile benzer mekanik özellikte olmaları ve multi-katmanlı ve daha estetik olmaları sebebiyle altyapı materyali olarak da kullanılmakta, üst yapı altından yansımaları dolayısıyla klinik kullanımda estetik bir alternatif olmaktadır.

Son dönemlerde indirek kompozitler zirkonya alt yapılı protezlerde porselen üst yapıya alternatif olarak sunulmaktadır [5–8]. İndirek kompozit malzemelerinin implant destekli zirkonya restorasyonlarda üstyapı malzemesi olarak, hibrit protezlerde üst yapı veya tamir malzemesi olarak kullanımı umut verici bir alternatif olarak öne sürülmektedir [5]. Seramikler yüksek elastik modülüse sahip olduklarından çiğneme kuvvetini çok az absorbe edebilirler, bunun sonucunda çiğneme kuvveti, implant ve periosteal dokulara iletilerek implant çevresi yapının ömrünü kısaltabilirler. Bu tip durumlarda polimerler düşük elastik modülüsleri ve yüksek oklüzal kuvvet absorblama kapasiteleri ile alternatif materyaller olarak değerlendirilir. Çifti ve Canay beş farklı malzeme ile tabakalandırılmış implant destekli restorasyonların mekanik davranışını incelemişler ve kompozit rezin materyalin porselen ve altın alaşımına kıyasla stresi %15 oranında azalttığını göstermişlerdir [9]. İndirek kompozitin üstyapı materyali olarak

kullanılmasının, özellikle implant destekli restorasyonlarda olduğu gibi oklüzal stresin yüksek olduğu alanlarda fonksiyonel avantajları mevcuttur [9,10].

Zirkonya alt yapı ve üst yapılar arasındaki bağlantı uzun vadeli klinik başarı için anahtar faktördür [11].

Literatürde %4-6 Y₂O monolitik zirkonya ile indirek kompozitlerin bağlantısının değerlendirildiği çalışmalar çok sınırlıdır ve farklı bağlantı ajanlarının makaslama dayanımına etkisi ile ilgili literatürde 2019 yılı itibari ile çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızın amacı farklı bağlantı ajanlarının ve zirkonya yüzeyine glazür uygulamasının monolitik zirkonya ile indirek kompozit arasındaki makaslama bağlantı dayanımına etkisini incelemek ve termosiklusun oluşan bağlantılara etkisini istatistiksel olarak değerlendirmek ve aralarında anlamlı ilişkiler kurmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1.Zirkonyum dioksitin tarihsel gelişimi

Zirkonyum metali ilk olarak 1789 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından keşfedilmiştir. Zirkonyum (Zr) atom numarası 40 ve atomik ağırlığı 91,22 olan bir kimyasal elementtir. Periyodik tabloda metaller grubu içerisinde yer alır.Gri-beyaz bir renge sahip olan zirkonyum doğada hiçbir zaman serbest metal olarak bulunmaz [12].

Bilinen mineralleri zirkon ($ZrSiO_4$) ve baddeleyit (ZrO_2) tir. Eski zamanlardan beri cevher olarak bilinmekte olup, iki Farsça kelime olan altın anlamına gelen “zar” ve renk anlamına gelen “gun” kelimelerinin birleşiminden oluşmuştur. Zirkonya, zirkonyum dioksit (ZrO_2)ye verilen addır [13].

Zirkonya ilk olarak 1960’larda ortopedi alanında implant(kalça protez) materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır. Üstün mekanik özellikleri ve biyouyumluğu sebebiyle günümüze kadar başarılı kullanılma alanı bulmuştur [14] . 1990’ların başında diş hekimliği alanında ilk kez endodontik post ve implant abutmentlerinde kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde diş tedavisi alanında sabit bölümlü protetik restorasyon materyali olarak geniş kullanım alanı bulmaktadır [15].

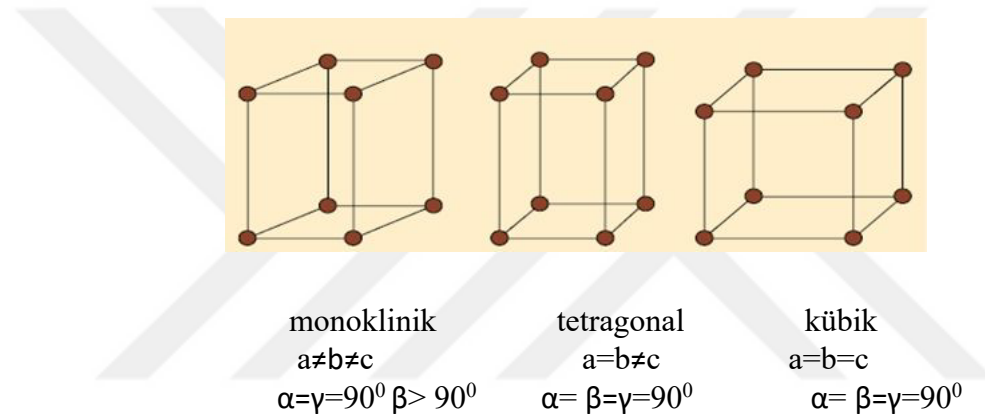
2.2.Zirkonyanın mekanik özellikleri

Diş hekimliğinde zirkonya ilk olarak metal-seramik protezlere alternatif olarak, alt yapı materyali olarak sunulmuştur. Zirkonya diş ile benzer renkte olup, metal ile benzer mekanik özelliklere sahiptir. Metal destekli protezlerde özellikle kole bölgesinde olan metal yansımasının yarattığı estetik problemler zirkonya alt yapı ile aşılmıştır. Zirkonya tatminkar optik özelliklerin yanısıra klinikte 1000 MPa’ı geçen yüksek bükülme direnci ve biyouyumluluk gibi avantajlar da sunmaktadır. Yüksek mekanik ve kırılma dayanıklılığına sahiptir [13]. Opak olması renklenmiş bir diş veya metal postun maskelenmesini sağlamaktadır [16]

Zirkonya yüksek sıcaklık kararlılığı ve erime noktasına (2680 ° C), yüksek sertliğe (1200-1350 HVN), yüksek ısıl genleşmeye ($> 10 \times 10^{-6} 1 / K$), düşük ısıl iletkenliğe ($<1 W / mK$) ve iyi bir termo-şok direncine ($\Delta T = 400-500 ^\circ C$) sahiptir [17].

2.3. Zirkonya ve mikro yapısal özellikleri

Zirkonya, mükemmel mekanik yapısı sayesinde oksit seramikler arasında kendine has bir yer tutmaktadır. Bu durum, özellikle malzemenin dönüşüm (transformasyon, martensitik) yeteneklerinin keşfinden beri gerçekleştirilen büyük araştırmalar sayesinde. Zirkonya polimorfik (çok biçimli) bir materyal olup farklı sıcaklık ve basınç koşullarında üç farklı kristalografik form alabilir. Oda sıcaklığında ve 1170 ° C'ye kadar ısıtıldığında yapı simetri monoklinik. 1170 ve 2370 ° C arasında tetragonal ve 2370 ° C'nin üstünde erime noktasına (2680 ° C) kadar kübiktir (Şekil 1.1) [18,19].



Şekil 2-1: Zirkonyanın kristal yapılarının değişik fazlardaki şematik görünümü

Erime noktasından itibaren soğutulmaya başlandığında zirkonya iki tip katı-katı faz transformasyonu gösterir. Kübik-tetragonal(c-t) ve tetragonal-monoklinik.(t-m) [20]. Dönüşüm tersine çevrilebilir, soğuma esnasında her 100 C değişiminde t-m transformasyonu oluşur [13]. Bununla birlikte, tetragonal faz oda sıcaklığında stabil değildir ve monoklinik faza dönüşürken beraberinde bir hacim artışı(3-5%) ve zirkonyum dioksidin bazal düzlemine paralel gerilim distorsiyonu meydana getirir. Tetragonal(t) fazdan monoklinik(m) faza soğuma süresince oluşan transformasyonda, materyal haciminde (~3-5%) oluşan bu önemli artış, materyalde katastrofik sonuçlara yol açabilir [21].

Genel olarak tetragonal yapı metastabildir ve monoklinik zirkonya ile karşılaştırıldığında majör bir direnç, mukavemet, mekanik dayanım ve kırılma tokluğu sunar [22]. Tetragonal yapıda yeterli gerilme oluştuğunda ve bölgede bir çatlak yayılmaya başladığı zaman, metastabil tetragonal kristaller çatlağın açılmasına karşı

hareket ederler ve t-m dönüşümü gerçekleşir. Dönüşüm sonucu oluşan hacim artışı ile seramiklerin çatlak yayılmasına karşı direncini arttırlar.

Bu özellikler, zirkonya'nın dayanımını ve direncini arttırmak için kullanılabilir. Dolayısıyla bu faz değişimi ile oluşan kompresif stresler zirkonyanın dayanımını ne kadar arttırsada t-m dönüşümü kontrol altına alınmalıdır, aksi takdirde hacim artışı ileri derecede çatlak kırıklara sebep olur. Bu sebeple zirkonya oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulmalıdır [13].

Zirkonyanın saf hali hacimdeki bu genleşme sebebiyle ile seramik sistemlerinde kullanılamaz [13]. Kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), yitrium oksit (Y_2O_3) veya seryum oksit (CeO_2) gibi stabilize edici oksitlerle alaşım oluşturan saf zirkon, tetragonal yapının oda sıcaklığında tutulmasına ve dolayısıyla stresin indüklenmesinin kontrolüne izin verir [17].

Oda sıcaklığında tetragonal fazın stabilize edilmesine rağmen bu faz 'metastabil'dir. Materyalin içinde, tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur [23,24].

2.4. Zirkonyanın kristal yapısı

2.4.1. Geleneksel tetragonal zirkonya (900-1200 mPa)

Çok iyi mekanik özelliklerinden dolayı bu tip zirkonya geniş, uzun restorasyonlarda, altyapının maskelenmesi gereken durumlarda öncelikle tercih edilir. Geleneksel tetragonal zirkonyanın klinik kullanımına örnek olarak; altyapı materyali olarak diş destekli tek kuronlar, köprüler, implant destekli vida tutuculu veya siman tutuculu restorasyonlar verilebilir. Bu gruba Lava (3M), Cercon (Dentsply), Metoxit (Metoxit AG), KATANA Zirprime Noritake (Kuraray Noritake Dental) gibi bloklar örnek olarak verilebilir [25].

2.4.2. Yüksek-translusenst (HT) zirkonya (900-1200 mPa)

Son birkaç senedir daha estetik monolitik restorasyonlar yapabilmek için oluşan talep sonucunda daha translusent zirkonya bloklar piyasaya sürülmüştür. Yüksek translusent bloklar daha estetik olmalarının yanı sıra yüksek mekanik özellikler de gösterdikleri için geniş ve uzun protetik restorasyonlarda kullanılabilirler. Tüm bunların yanında monolitik restorasyonların yüzeyine makyaj, renklendirme işlemleri yapılabilmektedir. Son dönemlerde zirkonyaya renk likitlerinin infiltre edilmesi ile ilgili

alternatif bir uygulama olan multikatman (ML-multilayer) teknolojisi zirkonya için tanıtılmıştır. Zirkonya blok veya disklerinin farklı renk ve translusensiye sahip katmanlar içermesi, daha estetik ve çoklu renkte dentin ve mine görünümüne imkan sağlamaktadır. Bu multi-katmanlı bloklarda, cut-back tekniğinin de uygulanabilir olması, monolitik restorasyonlarla, altyapılı geleneksel restorasyonların estetiği engellenmeden kombinasyonunu sağlamaktadır [25,26].

Bu gruba Prettau (Zirkonzahn), BruxZir (Glidewell), Zenostar (Ivoclar Vivadent), KATANA HT ve KATANA ML Noritake (Kuraray Noritake Dental) gibi bloklar örnek olarak verilebilir.

2.4.3. Kübik ultra-transludent (UT) zirkonya (500-800 mPa)

En güncel zirkonya, kübik formunda piyasaya sunulmuştur.

Son jenerasyon olan kübik zirkonya diğer iki tip zirkonyaya nazaran mükemmel optik özelliklere sahiptir. Katmanlı olabilmesi ve renk özellikleri ultra-transludent kübik zirkonyayı yüksek estetik çözümler için ideal kılmaktadır. Kübik zirkonya lityum disilikat ile benzer translusensiye sahiptir ancak diğer zirkonaya tipleri gibi iyi mekanik özelliklere sahip değildir. 2015 yılında kübik ultra-transludent (UT) ve süper-transludent (ST) zirkonyalar piyasaya tanıtılmıştır. Her ikisinin de multikatmanlı versiyonları mevcuttur (UTML ve STML). UT ve ST zirkonya minimal invaziv CAD/CAM restorasyonlarda estetikte belirgin bir gelişme sağlamışlardır. UT zirkonyanın esneme dayanımı 550 MPa, ST zirkonyalarda ise 750 MPa'dır. Kübik UT zirkonyalara klinik kullanımda örnek tabakalı veya monolitik olarak tek kuronlar, kısa köprüler, implant destekli vida tutuculu tek üye restorasyonlar olarak verilebilir.

Tek üye anterior kuronlar için en az 0.8 mm materyal kalınlığına ihtiyaç duyulmaktadır. Posterior kuronlarda ise bu değer 1mm'dir. Ultra-ince lamina veneerler ise 0.4mm kalınlığında üretilebilir. Kübik zirkonyalar için adeziv simantasyon önerilmektedir.

Bu gruba Prettau Anterior (Zirkonzahn), DD cube X² (Dental Direkt), KATANA Zirconia ST ve KATANA Zirconia UT Noritake (Kuraray Noritake Dental) gibi bloklar örnek olarak verilebilir [25].

2.5.Dişhekimliğı uygulamalarında zirkonya

Günümüzde diş hekimliğı uygulamalarında zirkonya içeren birçok seramik sistemi mevcut olmasına rağmen 4 farklı zirkonya içeren materyal kullanılmaktadır

- 1-Magnezyum ile kısmi stabilize zirkonya (Mg-PSZ)
- 2- Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina
- 3- Alumina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ)
- 4-En yaygın olarak kullanılan ytriyum oksit ile yarı(kısmi) stabilize zirkonya (3Y-TZP)

2.5.1.Magnezyum ile kısmi stabilize zirkonya (Mg-PSZ)

Büyük gren boyutuna (30-60 μm) ve poröz bir yapıya sahip olması nedeniyle, yüksek aşınma özelliğine sahiptir. %8-10 mol arasında MgO içermektedir. Sinterlenmesi yüksek sıcaklıklarda (1680-1800 $^{\circ}\text{C}$) gerçekleşmektedir [16,27]. Soğuma döngüsü, özellikle yaşlanma fazı olan 1100 $^{\circ}\text{C}$ 'de dikkatle kontrol edilmesi gereken materyalin bu fazında dönüşebilen tetragonal faz çöktürleri meydana gelmektedir. Mg içeriğinin stabilizasyonunu azaltan Mg silikatları oluşur, sonuç olarak t-m transformasyonu enerjisi azalır [28]. SiO_2 içermeyen Magnezyum ile kısmi stabilize (Mg-KSZ) prekürsörlerini elde etmek zordur. Bu durum düşük mekanik özellikler ve daha az stabil malzeme ile sonuçlanmaktadır [29] Denzir M, Magnezyum (Mg) ile kısmi stabilize zirkonya seramiğine verilebilecek yaygın bir örnektir [28].

2.5.2.Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

ZrO_2 ile sertleştirilmiş alumina (Al_2O_3) veya ZrO_2 ile sertleştirilmiş mullit ($3\text{Al}_2\text{O}_3.2\text{SiO}_2$), ZTA ve ZTM olarak adlandırılmaktadır. Bu gruba verilebilecek en yaygın örnek In-Ceram Zirkonyadır. In-Ceram Zirkonya, In-Ceram Alümina'ya %33 hacimde(oranında) %12 mol seryum ile stabilize zirkonya (12Ce-TZP) ilave edilmesi ile geliştirilmiştir [30]. Mikroyapısal olarak; büyük alumina grenleri (6 μm x 2 μm) ile kümeler halinde daha küçük zirkonya grenleri (<1 μm) içermektedir. Zirkonya ile güçlendirmiş alumina, 3Y-TZP ile kıyaslandığında daha büyük miktarda poröziteye (%8 ile 11 arası) sahiptir [31]. Bu durum In-Ceram Zirconia'nın Y-TZP dental seramikler ile kıyaslandığında daha düşük olan mekanik özelliklerini açıklamaktadır [30]. Ancak yaşlandırma ve termosiklus altında Y-TZP den daha iyi termal stabilizasyon sergilemektedir ve düşük sıcaklık bozulmasına karşı daha büyük direnç göstermektedir [16].

2.5.3. Alumina ile güçlendirilmiş zirkonya

ATZ seramik sistemi son zamanlarda tek parça oral implantların üretiminde kullanılmaktadır.

2.5.4. Yttrium oksit ile yarı stabilize zirkonya (3Y-TZP)

Diş hekimliğinde en çok kullanılan seramik tipidir. Tetragonal zirkonya polikristali olarak da bilinmektedir. Saf zirkonya ağırlığının %2-3'ü oranında yttrium oksidin (Y_2O_3) ilave edilmesiyle elde edilir [32]. Y-TZP 0,2-0,5 μm kristal partikülleri ve 1,75-3,5 % mol (3,5-8,7 wt%) Y_2O_3 grenleri içermektedir ve cam faz içermez [33,34]. Yttrium içeriği, gren boyutları faz durumunu kritik olarak etkilediğinden zirkonyanın mekanik özellikleriyle doğrudan ilişkilidir. Uzun sinterizasyon süresi ve yüksek sinterizasyon sıcaklığı daha büyük grenlerin oluşmasına neden olur. Dolayısıyla sinterizasyon işlemi de gren boyutunu ve sonuç olarak t-m stabilizasyonunu anlamlı olarak etkilediğinden ayrı bir öneme sahiptir [16,35] % 3 mol yttrium içeren Y-TZP' nin (YZ) Scott tarafından yayınlanan faz diyagramında bir miktar kübik zirkonya içerdiği belirtilmektedir. Chevalier ve arkadaşları (2004) biyomedikal uygulamalarda kullanılan YZ'de yttrium stabilize edici iyonların uygunsuz dağılımına sebep olduğu için kübik varlığının istenmediğini belirtmişlerdir. Bu durumda kübik grenler yttriumla zenginleşirken tetragonal grenler yttriumla desteklenmez ve zirkonyanın yapısı daha az stabil hale gelir [16].

Y-TZP'nin cam fazının bulunmaması ve polikristalin mikro yapıda olması, cam fazın tükürük ile etkileşime girerek bozunması sonucu oluşan tüm sorunları ortadan kaldırarak zirkonyaya yüksek dayanıklılık ve kırılma direnci kazandırmaktadır.

İn vitro çalışmalarda, materyalin kırılma direncinin 9-10 MPa/m^{1/2} ve bükülme dayanımının 900-1200 MPa olduğu bildirilmiştir [15]. Bu da alümina esaslı seramiklerden iki kat, lityum disilikat esaslı seramiklerden 5 ila 10 kat, feldspatik porselenden ise 6 kat daha sert ve dayanıklı olduğunu göstermektedir. Bu durum zirkonyanın posterior bölgede rahatlıkla alt yapı materyali olarak kullanılmasına olanak sağlamaktadır [36].

Zirkonyum oksit seramiklerin faz dönüşümünün bir diğer özelliği de yüzeyde oluşan sıkıştırılmış tabakadır. Yüzeydeki tetragonal grenler matriks tarafından sıkıştırılmazlar ve kendiliğinden veya aşındırma işlemleriyle oluşan kompresif

kuvvetlerle monoklinik faza dönüşebilirler. Yüzeyde oluşan bu faz dönüşümü, zirkonyum dioksitin yüzey sertliğini sağlar ve dolayısıyla sonuçta gerçekleşen mekanik özelliklerinin geliştirilmesinde önemli bir rol oynamaktadır [13].

Zirkonya seramikler ayrıca düşük ısıda bozulma işleminden de etkilenmektedir. Bu yaşlandırma, su veya nemliliğin varlığında yavaş ve devamlı faz transformasyonunun aracılığı ile oluşmaktadır [37].

2.6.Klinik dişhekimliğinde kullanılan zirkonya formları

Klinik dişhekimliğinde kullanılmak üzere temel olarak üç formda zirkonyum dioksit mevcuttur.

2.6.1 HIP (tam sinterlenmiş) zirkonya

2.6.2 Non-HIP (kısmi sinterlenmiş) zirkonya

2.6.3 Green (sinterlenmemiş) zirkonya

Zirkonya blokları sinterlenmiş (tam stabilize) veya yarı sinterlenmiş (yarı stabilize) olarak sunulmaktadır.

Dental amaçlar için kullanılan zirkonya, CAD-CAM (bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim) teknolojisi kullanılarak iki olası şekilde üretilir. İlk yöntem ile zirkonya kuron tam sinterlenmiş zirkonya bloğunun (HIP) freze edilmesi ile elde edilir, bu yapının freze edilip fırınlanması sonucu nihai yapıda büzülme olmaz. Yarı sinterlenmiş zirkonya ile kıyaslandığında tamamen sinterlenmiş zirkonya daha düşük hacimli gözenek oranına, daha büyük mukavemete ve hidrotermal yaşlanmaya karşı geliştirilmiş bir dirence sahiptir. Ek olarak, tamamen sinterlenmiş zirkonya, istenilen son ölçüde freze edilebilir. Çünkü freze sonrası sinterizasyon için fırınlanma gerektirmediğinden, büzülmeye dolayısıyla boyutsal değişime uğramaz. Ancak yüksek yoğunluktaki tam sinterlenmiş blokların freze edilmesi için gereken süre daha uzundur ve frez takımları çok daha hızlı aşınır ve freze sırasında oluşabilen çatlak miktarı yapının mekanik güvenliğini azaltabilecek boyutta olabilmektedir [38–40].

Diğer yöntemde, zirkonya yarı-sinterlenmiş bir bloktan freze edilebilir (Non-HIP), kuron bu metodda sinterlendikten sonra nihai mekanik özelliklerine ulaşır. Bu yöntemde oluşabilecek yapısal büzülme tasarım aşamasında kısmen telafi edilebilir böylece zirkonyanın ağız içi uyumu garanti edilir [16]. Yarı sinterize blokların şekillendirilmesi, freze edilmesi daha kolaydır ancak freze sonrası maksimum güçlerini elde etmeleri için sinterlenmeleri gerektiğinden, yarı sinterize bloklarlar kullanılırken

freze öncesi, büzülme miktarlarının da hesaplanması gerekmektedir. Bu dezavantajına rağmen yarı sinterize blokların kullanımının kısa freze süresi, daha kolay işlem yapılması gibi özellikleri sebebiyle verimliliği daha yüksektir [41].

CAD-CAM süreçlerinin her ikisi de üç ana adımdan oluşur: dijital verilerin elde edilmesi, protezin tasarlanması ve tasarlanan yapının üretimi [42]. Böylece CAD-CAM tekniği ile dental kullanımda yüksek hassasiyette zirkonya restorasyonları üretilabilmektedir.

2.7.Zirkonya alt yapılı porselen restorasyonlar

Üstün mekanik özellikleri ve mükemmel biyouyumluluğu ile zirkonyum dioksit (zirkonya) seramikler, metal-seramik restorasyonlara alternatif olarak kullanılmaktadır. Bir dizi klinik çalışma orta ve uzun vadede zirkonya altyapılı restorasyonların performansını stabil ve elverişli olarak bildirmiştir. Zirkonya alt yapılı restorasyonlarda üst yapı materyali olarak en çok porselen kullanılmaktadır ve diş destekli zirkonya altyapılı restorasyonlarda en çok karşılaşılan teknik komplikasyon üst yapı porselende meydana gelen kırık veya çatlaklardır (%6-25 oranında) [43–47]. İmplantüstü zirkonya alt yapılı porselenlerde, porselende görülen kırılma ve çatlak oranı ise daha yüksektir. (% 10–40) [1–4].

Üst yapı porseleninde meydana gelen bu çatlak ve kırılmaların sebebi, üst yapı porseleninin kırılğan yapısı, yetersiz altyapı desteği, ısıl genleşme katsayısı farklılığı, zirkon altyapı ile porselen üst yapı arasına gelen istenmeyen makaslama kuvvetleridir [48]. Zirkonya ve porselen arasındaki termal genleşme katsayısının farklılığı, soğutma sırasında stres dağılımına sebep olarak protezin mekanik güvenilirliğini etkilemektedir.

Delaminasyonun başlaması ve yayılmasının, aynı zamanda, elastik modüllerdeki ve porselen-zirkonya kırılma tokluğundaki uyumsuzluk ile ilişkili olduğu da bildirilmiştir [36] İki katmanlı yapılarda başarısızlık genelde daha zayıf olan materyalde veya ünitenin zayıf arayüzünde meydana gelir.

Monolitik zirkonya restorasyonlarının tanıtılmasının en önemli nedenlerinden biri, zirkonya altyapılı porselen restorasyonlarda (üç yıl sonra %6 ile %25) porselen kırık oranının metal-porselen restorasyonlardan yüksek olmasıdır. [2,24-29].

Zirkonya alt yapı ve üst yapılar arasındaki bağlantı uzun vadeli klinik başarı için anahtar faktördür [11]. Yapılan çalışmalar göstermiştir ki, zirkonya altyapılı porselen restorasyonların bağlantı gücü, metal altyapılı porselen restorasyonlarla benzerdir

[11,49–51]. Son dönemlerde indirek kompozitler zirkonya alt yapıli protezlerde porselen üst yapıya alternatif olarak sunulmaktadır [5–8]. Hidrofobik fosfat monomer (MDP) ile başlatıcının (initiator) beraber kullanımı, kumlama yapılmış zirkonya ile indirek kompozit arasındaki bağlantı dayanımının artışıını sağlamıştır [5,7]. Fushiki ve arkadaşları silan ve opak materyal kullanımının indirek kompozit ve feldspatik porselen kaplı zirkonya arasındaki bağlantı dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir ve zirkonya altyapılarda feldspatik kaplamayı klinik olarak etkili bağlantı elde etmek için önermektedirler [6]. Bir in vitro çalışmada yine implant destekli zirkonya alt yapıli indirek kompozit restorasyonlarda, zirkonya altyapıya MDP içeren primer ile muamele edildiğinde kırılma tokluğunun metal destekli porselen restorasyonlar ve zirkonya altyapılı tam seramik restorasyonlarla benzer olduğu bildirilmektedir [8].

Zirkonya alt yapıli malzemeler, feldspatik seramiklere göre daha yüksek mukavemet ve kırılma tokluğuna sahiptir [30]. Zirkonyanın başarısızlık mekanizması, diğer seramik malzemelerde olduğu gibi, kritik çatlak büyümesinden, ilerlemesinden kaynaklanmaktadır. Başlangıçta oluşan ilk çatlakın ucunda su destekli bir mekanizma (ıslak ortam) ile stres oluştuğunda metal-oksit bağlar bozulmaya uğrar. Isırma veya çiğneme simülasyonu sırasında oluşan döngüsel kuvvetler (yükleme, yorgunluk) sertleştirme mekanizmasında yavaş yavaş bozunmaya neden olabilir, bu durum zirkonya kırıklarını belirler çünkü yapı meydana gelen kristallografik dönüşüm sebebiyle kırılmaya daha duyarlıdır [52]. Çatlaklar altyapı malzemenin içerisinde kaynaklanabilir veya seramik üst yapı arayüzüne yakın olarak ve ara yüzeye yayılabilir [53]. Bununla birlikte, düşük sıcaklık bozulmasının (LTD) dental zirkonya üzerindeki etkisi için hala daha fazla araştırmaya ihtiyaç duymaktadır.

2.8.Zirkonyada uygulanan yüzey işlemleri

2.8.1.Kumlama

Tam seramik restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü arttırmada, materyallerin yüzeylerinin temizlenmesinde kumlama rutin olarak uygulanan bir yöntemdir [54]. Bu işlem genellikle 50–250 μm 'lik Al_2O_3 tozlarının 2–6 atmosfer basıncı ile kumlama cihazlarında püskürtülmesi ile gerçekleştirilir [55]. Zirkonyum oksit seramiklerin kumlanması sonucunda yüzeyde meydana gelen belirgin pürüzlülük metal yüzeylere kıyasla daha az miktardadır [56]. Tam seramiklerin iç yüzeyinin de pürüzlendirilmesi reçine simanla daha güçlü bir mekanik bağlantı sağlanmasını sağlar. Kumlamanın

etkinliği partiküllerin sertliğine, büyüklüğüne ve şekline bağlı olarak değişir. Abraziv partiküllerin hızla çarpması sonucu yüzeyde oluşan defekt büyüklüğü, partikül büyüklüğü ile orantılıdır; ancak bunun yanı sıra kullanılan zirkonyum oksitlerin; kompozisyon, yoğunluk, sertlik ve gren boyutları da uygulanan yüzey işlemlerinin restorasyon üzerinde doğurduğu sonuçları etkilemektedir [11,55,56].

2.8.2.Aşındırma

Sinterleme sonrası birçok seramik materyali istenilen şekil ve b y kl ğ e getirilebilmeleri amacıyla bitirme işlemi olarak aşındırmaya tabi tutulmaktadır. Zirkonyum oksit seramiklerin aşındırılması faz dönüşümünün basit ve kolayca gerçekleşmesini sağlayan bir yöntemdir. Aşındırmanın zirkonya üzerinde iki farklı etkisi vardır. İlki aşındırma işleminin yüzeydeki tetragonal grenlerin faz dönüşümünü gerçekleştirmesi sebebiyle, yüzeyde sıkıştırıcı stresler oluşturarak zirkonyum oksit seramiklerin dayanıklılığını arttırmasıdır. Ancak aşındırmanın fazla yapılmasının hem ısı oluşumuna hem fazla madde kaybına ve faz dönüşümüne neden olabileceği unutulmamalıdır. Su soğutması altında uygulansa dahi aşındırma hızı ve uygulanan kuvvet arttıkça materyalin dayanıklılığının azaldığı bildirilmiştir [57]. Aşındırmanın dayanıklılık üzerindeki olumsuz etkilerini en aza indirmek için aşındırma işlemini en uygun koşullarda uygulamak gerekmektedir [58]. Kosmac ve arkadaşları, aşındırma ve kumlama işlemlerinin %3 mol içeren Y-TZP  zerindeki bükülme dayanımına etkisini incelemişler ve aşındırma ve kumlanmanın bükülme dayancını azalttığını ancak aşındırılmış seramiğin kumlanmasının yüzeyde sıkıştırıcı stresler ortaya çıkararak materyali güçlendirdiğini belirtmişlerdir [59]. Aşındırma işleminin y n , aşındırıcı grenlerin büyüklüğü, kesme derinliği ve aşındırma hızı materyalin dayanıklılığını etkileyen faktörlerdir.

2.8.3.Plazma sprey

Plazma, eşit sayıda serbest elektron ve pozitif iyon bulunduran, yoğunlaştırılmış bir gazdır. Plazma sprey kaplama yöntemi, metallerin, seramiklerin çeşitli tozlarla kaplanarak aşınmaya, oksitlenmeye, korozyona ve ısıya dayanıklı hale getirilmesinde yaygın olarak kullanılan bir termal sprey kaplama yöntemidir. Bu işlem, gazın kontrollu ve nitel biçimde iyonize edilmesi için vakum altında gerçekleştirilir [60].

2.8.4. Tribokimyasal silika kaplama yöntemi

Tribokimyasal silika kaplama işlemi, yüzeyi silisik asitle modifiye edilmiş Al_2O_3 partikülleri ile seramik yüzeyinin kumlanmasıyla gerçekleştirilir. Bu yöntem ile hem yüzeyde abrazyon gerçekleşir hem de yüzeye gömülen bu partiküllerin silan ajanı kaplı olması sayesinde reçine siman arasında kimyasal bağlantı sağlanır. Günümüzde diş hekimliğinde en yaygın kullanılan silika kaplama sistemleri; Rocatec, Cojet (3M-Espe, Seefeld, Germany) ve Silicoater-MD (Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany)' dir [61]. Ayrıca nano boyuttaki (1–3 μm) sentetik elmas partikülleri de, zirkonyum oksit seramiklerin yüzeyinin modifiye edilmesi ve uniform küçük kaviteler oluşturulmasında kullanılmaktadır [62,63].

Günümüzde, tribokimyasal silika kaplama, metal destekli veya tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesinde, seramik kırıklarının tamirinde, silanizasyonu ve reçine adezyonunu sağlamak için reaktif ve silikadan zengin seramik yüzeyi oluşturulması amacıyla kullanılmaktadır.

Silika kaplama işleminde gereken enerjinin, objeye kinetik enerji formunda transfer edilmesinden ötürü materyalde herhangi bir ısısal değişim meydana gelmemektedir. Bu nedenle uygulanan yüzey işlemine 'soğuk silikatizasyon' adı da verilmektedir [64].

2.8.5. HIM/SIE

Bu pürüzlendirme yönteminde zirkonya alt yapı öncelikle özel ısı protokolüne (HIM, Hot Isostatic Maturation) maruz bırakılır. Daha sonra belirli sürelerde farklı sıcaklıklarda (750°C'de 2dk, 650°C'de 1dk, 750°C'de 1dk) bekletilerek sonrasında oda sıcaklığında soğutulur. Selektif infiltrasyon etching ile de yüzey inorganik oksitler (silikon (Si) %30, titanyum (Ti) %13, alüminyum (Al) %8, potasyum (K) %3, magnezyum %1), rubidyum (Rb) %1, içeren düşük erime noktasındaki cam tozuyla kaplanır (SIE). Dakikada 60°C'lik artışla 750°C'de ısıtılıp 2 dakika boyunca bekletilir. Zirkonya tekrar oda sıcaklığına kadar soğutulur. Sonrasında %5'lik hidroflorik asit banyosunda 15 dakika süre ile yıkanır ve ardından buharla temizlenip, hava ile kurutulur. Aboushelib ve ark, zirkonya-siman bağlantısını değerlendirdikleri çalışmalarında; kumlama ile HIM/SIE yöntemini karşılaştırmış ve çalışmaları sonucunda HIM/SIE yöntemi ile pürüzlendirilen örneklerde bağlanma dayanımı değerlerini daha yüksek bulmuşlardır [65] .

2.9.Kompozit Reçineler

2.9.1.Kompozit Reçinelerin yapısı

Kompozit reçineler içerik olarak çeşitli organik rezin karışımlarından, inorganik dolduruculardan ve bunları bir arada tutan ara bağlayıcı ajanlardan oluşmaktadır [66,67]

Organik faz (Rezin matris)

Bu faz içinde monomerler, komonomerler, polimerizasyon başlatıcıları, inhibitörler plastize edici maddeler ve pigmentler bulunmaktadır. Monomerler genelde bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) ya da üretan dimetakrilat (UDMA)'dır [68–70]. Yüksek viskoziteye sahip bu iki monomeri dilüe etmek amacıyla tri etilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) komonomeri kullanılır [68]. Kullanılan diğer monomerler etoksi bisfenolA-dimetakrilat (Bis-EMA), dekanediyol dimetakrilat (D₃MA), bis(metakriloksilometil) trisiklikdekan ve üretan tetrametakrilattır (UTMA) [71].

Polimerizasyon başlatıcıları; kimyasal veya fiziksel aktivasyon ile monomerin çift bağları ile reaksiyona giren enerjiden zengin serbest radikallerin ve polimer zincirlerinin oluşmasını sağlar [66,68]

İnhibitörler, kompozit rezinlerin kendi kendine polimerizasyonunu önlemek için kullanılan fenol türevi bileşiklerdir. Pigmentler, kompozit rezinlere dişlerle uyumlu renkte olması için ilave edilen inorganik oksitlerdir [66].

İnorganik faz

Organik matriks içine dağılmış olarak bulunan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, yitriyum cam ve baryum alüminyum silikat gibi inorganik partiküllerden oluşmaktadır. Bunlar kompozit reçineye farklı nitelikler kazandırır. Baryum, stronsiyum, çinko ve yitriyum reçineye radyopak özellikler sağlar. Silika partikülleri karışımın metalik niteliklerini güçlendirir; ışığı geçirir ve yayar. Bu özellik ile kompozit reçine, mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazanır. Kompozit reçineler günümüzde nonkristalin silika formları kullanılarak üretilmektedir [72]. Kompozit reçinede, küçük boyutta ağırlıkça fazla inorganik doldurucu kullanılması, aşınmaya direnci ve elastikiyet modülünü artırırken; ısısal genleşme, polimerizasyon büzülmesi, su emilimi ve akışkanlığı azaltır [70,71].

Ara faz (Bağlayıcı faz, silan ajan)

Kompozit reçinelerde organik faz ile inorganik faz arasındaki kimyasal bağlanma ara bağlayıcılar(faz) ile gerçekleşir [70,73]. Ara faz olarak en yaygın kullanılan ajan organik silisyum bileşiği olan silanlardır. Günümüzde kompozit reçineler, silika partikülleri içeren inorganik faza sahiptirler. Bu partiküllerin önceden silan bağlayıcı ajanlar ile kaplanmış olması partiküllerin ıslatılabilirliğini arttıran bir özelliktir. Bu katmandaki moleküllerin bir ucu silika partiküllerinin yüzeyinde var olan hidroksil grupları ile diğer ucu ise organik matriksdeki polimer ile bağlanmıştır. Bu güçlü bağlanma kompozit reçineye düşük su emilimi ve aşınmaya karşı dayanım gibi pozitif özellikler kazandırır [67,74].

2.10.İndirek Kompozit Reçineler

Dental restoratif kompozit reçine materyaller direk(doğrudan ağız boşluğuna yerleştirilmiş ve polimerize edilmiş) ve indirek(ağız dışında hazırlanmış ve ışık/ısı ile polimerize edilmiş) kompozit reçineler olarak ikiye ayrılabilir. İndirek kompozitler ayrıca ‘protetik kompozitler’ veya ‘laboratuvar kompozitleri’ olarak da adlandırılır.

Direk kompozitlerde yaşanan marjinal adaptasyon problemini çözmek ve materyalin özelliklerini arttırmak için indirek kompozitler ilk olarak 1980 yılında ortaya çıkmıştır [75]. Piyasaya çıkan ilk jenerasyon indirek kompozitler içerdikleri düşük miktardaki inorganik doldurucu ve yüksek orandaki artık monomer sebebiyle düşük mekanik özellikler göstermişlerdir. Bu nedenle 1990larda ikinci jenerasyon indirek kompozit reçineler piyasaya çıkmıştır. Bu yeni indirek kompozitler içerdikleri daha yüksek orandaki inorganik doldurucular (ortalama %66 civarında) sayesinde daha iyi mekanik özellikler sergilemişlerdir ve her geçen sene mekanik ve estetik özellikleri geliştirilmektedir. İkinci nesil indirek kompozitler inley, onley, lamina veneer, jaket kuronlar, implant destekli protetik restorasyonlar gibi pek çok klinik uygulamada endikedir [76].İndirek kompozit uygulamaları direk kompozit uygulamalarına göre daha mükemmel anatomik form, proksimal kontak, kontür tasarım potansiyeli ve daha iyi marjinal adaptasyon sunar.

İndirek kompozit restorasyonlar seramik restorasyonlarla kıyaslandığında mekanik özellikleri ve dayanımları daha düşüktür ancak bazı klinik durumlarda kullanımları daha avantajlıdır.

Bu klinik durumlara bir örnek dental implantların koronal restorasyonudur. Seramikler yüksek elastik modüle sahip olduklarından çiğneme kuvvetini çok az absorbe edebilirler, bunun sonucunda çiğneme kuvveti, implant ve periosteal dokulara iletilerek implant çevresi yapının ömrünü kısaltabilirler. Bu tip durumlarda polimerler düşük elastik modülüsleri ve yüksek oklüzal kuvvet absorblama kapasiteleri ile alternatif materyaller olarak değerlendirilir. Bu tip durumlarda, düşük periodontal yapılı hastalarda indirek kompozit gibi stres absorbe eden materyallerin kullanımı endikedir [77].

2.11.İkinci jenerasyon indirek kompozitlerin yapısı ve içeriği

İkinci jenerasyon indirek kompozitler 0.04-1 µm çapında ‘mikrohibrit’ doldurucu içerirler. İçeriğindeki doldurucu oranı organik matrisin iki katı civarındadır. Doldurucu oranı artırılarak materyalin mekanik özellikleri ve aşınma direnci artırılır. Organik reçine matris düşürülerek ise polimerizasyon büzülmesi azaltılır [78].

2.11.1.Mekanik özellikler

İndirek kompozit reçinelerde, ek olarak yapılan ışınlama işlemi ve yapıda artan inorganik doldurucu içeriği indirek reçine kompozitlerde esneme dayanımını 120-160 mPa ve elastik modülü 8.5-12 GPa kadar çıkarmıştır. Dönüşüm derecesindeki artış daha iyi mekanik özellikleri sadece kendi başına sağlayamaz, çünkü indirek kompozitlerde mekanik özellikleri etkileyebilecek reçine kompozisyonu, doldurucu içeriği ve partikül büyüklüğü ve dağılımı gibi diğer farklı faktörler de vardır. Doldurucu içeriği fiziksel ve mekanik özellikleri belirlemede önemli bir faktör olarak ele alınabilir. Chung ve arkadaşları hacimce fazla doldurucu içeren materyallerde, onların çapsal gerilim dayanımları ve sertlikleri arasında pozitif ilişki gözlemlerken dönüşüm derecesi ve mekanik özellikler arasında korelasyon gözlemlememişlerdir [79]. Neves ve arkadaşları, yaptıkları çalışmalarda, doldurucu içeriğinin materyalin sertlik değerlerini direk olarak etkilediği sonucuna varmışlardır. kompozitlerin mekanik özellikleri ve doldurucu içerikleri arasındaki ilişkiyi araştıran diğer çalışmalarda da yazarlar, mekanik özellikler ve doldurucu miktarı arasındaki direk ilişkiyi rapor etmişlerdir [80–82]. Tanoue ve arkadaşları en iyi mekanik ve fiziksel özelliklerin aynı üreticinin kompozit materyalleri ve polimerizasyon unitelerini kullanarak elde edildiğini göstermişlerdir [82]. Yamaga ve arkadaşları ısının, polimer ağındaki çifte bağları kırarak, monomer

dönüşümünü kolaylaştırdığını ve sonuç olarak artık(rezidüel) monomerlerin polimerizasyonunu kolaylaştırdığını rapor etmişlerdir [83]. Sadece ışık altında polimerize olan indirek kompozit reçineler genelde ortalama değerlerde mikrosertliğe sahip iken (örnek., Artglass ve Solidex). Sinfony ışık ve vakum ile polimerize olmasına rağmen daha düşük değerlerde mikrosertlik gösterir. Bu durum materyalin içeriğinin dönüşüm derecesini etkileyerek, polimerizasyon sırasında girinti oluşturarak materyalin daha düşük dirence sahip olmasına sebep olmasından kaynaklanabilir.

Kompozit reçine materyallerin aşınması klinik açıdan iki ana başlık altında incelenebilir. Oklüzal kontak alanlarında (atrizyon aşınması) ve kontak olmayan alanlarda oluşan aşınma (abraziv aşınma).

Doldurucu büyüklüğü, hacmi, şekli ve matrikse bağlantısı aşınmayı etkiler. Doldurucuların matrise bağlantısını arttırmak için uygulanan kimyasal işlemler aşınmayı azaltır. Bis-GMA konsantrasyonundaki değişimde aşınma dayanımını artırır [84].

2.11.2.Optik Özellikler

Kompozit materyallerle ilgili karşılaşılan problemlerden biri de materyalde zaman içinde meydana gelen renk değişimleridir. Işınlamanın modu ve kalan çift bağlar materyalin renk stabilitesini etkiler. Nakazawa ve arkadaşları Sinfonynin üreticinin önerileri doğrultusunda ışınlanarak polimerize edildikten sonra, su içerisinde renk değiştirmediklerini ancak çay içerisinde bekletildiğinde renk değiştirdiklerini gözlemlemişlerdir. Bu durum polimerizasyon sonrası arta kalan çift bağlar sebebiyle oluşur. Öte yandan Sinfony Hyper LII unitesi ile polimerize edildiğinde mekanik özelliklerinin arttığını ancak su içerisinde bekletildiğinde sarımsı renk değişimi gösterdiğini gözlemlemişlerdir. Bu durum materyalin yüksek ışık enerjisi altında polimerize edilmesi ve bu sebeple oluşan ısının materyelde degradasyona sebep olması nedeni ile oluşur [85]. Kim ve arkadaşları belleGlass da polimerizasyon sırasında açık bir renk değişimi oluştuğunu gözlemlemişlerdir. Bu durumun renk seçimi sırasında göz önünde bulundurulması gerektiğini bildirmişlerdir. İndirek kompozitlerde de daha gelişmiş, doğru bir renk seçimi için diş üzerinde kompozit materyalin renk seçimi yapılırken, kompozitin ışınlanması gerektiği bildirilmişlerdir [86]. Papadopoulos ve arkadaşları indirek kompozitlerde polimerizasyon ve farklı ortamlarda yaşlandırma

sonrası parlaklık artışı ve yeşil-sarı, yeşil-mavi renk değişimleri gözlemlemiştir ancak bu değişim klinik olarak kabul edilebilir seviyededir [87].

2.11.3.Marjinal adaptasyon ve mikrosızıntı

Leinfelder ve arkadaşları indirek kompozitlerden üretilen inlaylerin, direk olarak üretilenlere nazaran daha az mikro sızıntıya sebep olduklarını göstermişlerdir. Benzer sonuçlar farklı çalışmalarda da aynı şekilde bulunmuştur [88]. Aggarwal ve arkadaşları indirek reçine sistemlerin marjinal adaptasyonunu ve bağlantı gücünü termosiklus sonrası gözleyerek direk restorasyonlardan daha iyi bulmuşlardır [89]. İndirek kompozit restorasyonlar daha düşük polimerizasyon büzülmesi göstermelerinden dolayı, seramiklerden de daha iyi marjinal adaptasyon gösterirler. Seramik inlay çalışmalarında alçı daylarde seramik inlayler çıkarılırken görülen kırık veya çatlak oranının yüksek olması da marjinal mikro kırıkların oluşmasına sebep olabilir ve bunun sonucunda marjinal gapler oluşabilir [90].

2.11.4.Yüzey Özellikleri

İndirek kompozit restorasyonlarda görülen en büyük başarısızlıklardan biri de plak akumulasyonuna bağlı sekonder çürüklerin oluşmasıdır. Bu durumun oluşması yüzeyin pürüzlülüğünün artması ile doğru orantılı olarak artabilir. Biofilm akumulasyonu doldurucu boyutu ve matriks monomeri ile ilişkilidir. Ağırlık yüzdesi olarak daha fazla ancak küçük boyutlu doldurucular daha pürüssüz yüzey oluşumunu ve bununla beraber daha düşük biofilm akumulasyonunu sağlar. Yüzey pürüzlüğü 6-8 mikron arasında değişir. Elmas cilalarla yüzeyi cilalamak yüzey pürüzlüğünü azaltır. Bakteriyel adhezyonun bir diğer sebebi de artık monomerler olabilir [91].

2.12.İndirek kompozit materyallerde yüzey işlemleri

Yüzey işlemleri indirek kompozit reçinelerin altındaki yapıya veya dişe daha iyi bağlanmasını sağlayabilir. Kompozitlerde HF uygulaması inorganik partiküllerde çözünmeye sebep olduğu için mikroyapısal yaşlanmaya yol açar [92]. En iyi alternatif metod yüzeyin alüminyum oksit partikülleri ile 10sn kumlanarak yüzey enerjisinin artırılmasıdır [93]. Bu işlem materyalde nonselektif degradasyon sağlayarak, materyalin daha iyi adhezyonunu sağlar. Soares'e göre kumlamadan sonra silan uygulaması daha yüksek bağlantı gücü sağlamaktadır [94].

2.13.İndirek kompozitlerin polimerizasyon teknikleri

2.13.1.İsı ile polimerizasyon

İndirek kompozitler için genellikle 120-140°C aralığında sıcaklık kullanılmaktadır. İdeal olarak kullanılan sıcaklık kompozitin cam transizyon sıcaklığından yüksek olmalıdır [95]. Sıcaklık, polimer zincir mobilitesinde anlamlı bir artış sağlar ve bu oluşan mobilite artışı, stresi azaltarak ilave çaprazbağ oluşumu artırır. Ancak unutulmamalıdır ki kompoziti fazla ısıtmak kompozitte degradasyona sebep olabilir. Bu ısı otoklavlarda, model fırınlarında veya özel fırınlarda uygulanabilir [96]. İlk ışınlama sonrası kompoziti ısıtmak materyalin artık monomer seviyesini azaltır. Temelde bu fenomen iki mekanizma içerir. İlkinde serbest monomer ısı uygulaması sonrası, polimer ağına kovalent bağ ile bağlanır. İkinci olarak serbest monomerler ısıtma sırasında buharlaşabilir [97]. Isı ve ışık uygulamasının kombinasyonu termal enerjiyi arttırarak çift bağ dönüşümüne olanak sağlar. Bu konsept ilk olarak Heraeus Kulzerin Charisma ürünü ile ortaya atılmıştır. Hem ısı hem ışık uygulamasının sadece ışık uygulamasına nazaran materyalin aşınma rezistansını %35 arttırdığı yapılan çalışmalarda gözlenmiştir [98].

2.13.2.İşık ile polimerizasyon

Yavaş ışınlama konsepti ilk olarak Mehl tarafından tanımlanmıştır. Bu konseptte daha yavaş hızdaki ışınlama daha yüksek polimerizasyon seviyesine olanak sağlar [98]. Daha hızlı polimerizasyon, yeni oluşan polimerize dalların erken rijiditesine yol açabilir.

2.13.3.Nitrojen ile polimerizasyon

Oksijen içerdiği için hava, polimerizasyonu inhibe ederek, translusensi veya opasite üzerinde önemli etkiye sahiptir. Restorasyon içerisinde oksijen sıkışması, restorasyonun yüzeyinden ışığı yansıtmaya veya kırmaya eğilimi artırır ve yüzey duvarlarını zayıflattığı için restorasyonun aşınma oranını artırır. Nitrojen basıncı, polimerizasyon öncesi internal oksijeni elimine eder. Böylece materyalin dönüşüm derecesini, estetiğini, aşınma ve abrazyon direncini olumlu yönde etkiler [99].

2.14.İndirek kompozit restorasyonların klinik avantajları

İdeal hazırlanmış indirek kompozit restorasyonlar aşınmaya dirençli, estetik, düşük maliyetlidir. Diş destekli restorasyon olarak kullanımlarında postoperatif hassasiyete daha az sebep olurlar. Direk kompozit restorasyonlara kıyasla tam doğru marjinal adaptasyon, ideal proksimal kontaklar gibi klinik avantajlara da sahiptirler [100]. Porselen ve metal-porselen restorasyonlarla kıyaslandığında çiğneme kuvvet iletimi daha azdır. Kompresif kuvvetleri absorblama kapasiteleri yüksektir bu durum çiğneme kuvvet iletimini %57 oranında azaltmalarını sağlar. Bu özellikleri özellikle implant destekli protezlerde üst yapı materyali olarak düşünölmelerini sağlar. İndirek kompozitlerin kenar dayanımı tek başına veya fiber güçlendirilmiş şekli ile seramiklerden fazla bulunmuştur. Bu özellik materyalin oklüzal yükleme sırasında kenar bütönlüğünü koruyabildiğini göstermektedir [101]. Tsitrou indirek reçine kompozitlerin marjinal çatlamalarının seramiğe oranla daha az olduğunu göstermiştir [102]. Yapıştırma simanları ve kompozitlerin içeriklerinin benzer olması sebebiyle, kompozitlerin marjinal adaptasyonu seramiklerden daha iyidir.

İndirekt kompozit malzemelerin implant destekli arka bölge restorasyonlarında faydalı olduğu bilinmektedir. Çifti ve Canay beş farklı malzeme ile tabakalandırılmış implant destekli restorasyonların mekanik davranışını incelemişler ve kompozit rezin materyalin porselen ve altın alaşımına kıyasla stresi %15 oranında azalttığını göstermişlerdir [9]. İndirek kompozitin üstyapı materyali olarak kullanılması, özellikle implant destekli restorasyonlarda olduğu gibi oklüzal stresin yüksek olduğu alanlarda fonksiyonel avantajları mevcuttur [9,10]. Fakat kompozit tabakalı restorasyonların çok sayıda dezavantajı da olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir. Bu dezavantajlara örnek olarak yetersiz aşınma dayanımı ve kompozit malzemenin yüzey düzensizliğine bağlı plak birikimi sayılabilir [103,104].

2.15.Kimyasal yüzey işlemleri

Diş hekimliğinin en önemli uygulama ve araştırma alanlardan birisi de adhezyondur. Adhezyon farklı mekanizmalarla geliştirilebilir, bunlar içinde en çok kullanılan dental materyal yüzeylerine yapılan mekanik ve kimyasal uygulamalardır. Kimyasal adhezyona verilebilecek örneklerden biri coupling ajan içeren primer veya bonding ajanı kullanımıdır. Farklı materyalleri birleştirmek için en efektif ve en yaygın

olarak kullanılan ajanlar, universal primerler (genelde organofosfat monomer içerikli) ve silan coupling ajanlardır.

Adhezyonu arttırmak dışında silanın diş hekimliğinde farklı kullanım alanları da vardır. Silan materyallerin mekanik özelliklerini de adhezyonla veya malzemenin içeriğine girerek artırır. Öte yandan universal primerler seramik, metal, alaşım, zirkon gibi farklı materyallerin reçine kompozitler gibi farklı materyallere bağlanımını sağlar. Ancak bu primerler, coupling ajanlar ve bonding ajanlar genel olarak zayıf hidrolitik stabiliteye sahiptirler. Bu malzemeler ağız içerisindeki neme duyarlı olmaları dolayısıyla uzun vadede stabiliteleri şüphelidir. Bu malzemelerin hidrolitik stabilitelerini arttırmak dental materyal ve dental protezlere olan bağlantılarını arttıracak ve uzun vadede klinik başarılarını yükseltecektir [105].

2.15.1.Silan

Genel tanım olarak, coupling ajanlar materyalin yüzeyinin ıslanabilirliğini ve serbest yüzey enerjisini arttıran sentetik fonksiyonel bileşiklerdir. Organik ve inorganik faz arasındaki bağlantının sıkı olmasını sağlarlar ve iki fazı aynı anda bir arada tutan fazdır. Silisyum hidrojen bileşikleri ara fazı oluşturur ve “silan” olarak adlandırılır [66]. İnorganik fazın organik faz içerisinde homojen olarak dağılmasını ara faz sağlar. Esnek katı halden sıvı hale kadar çeşitli hallerde bulunabilen bu bileşenler kimyasal dayanıklı ve inerttir [70].

Bu sayede reçine siman ile diş yüzeyinin, metal ile seramik yüzeyinin gibi farklı yüzeylerin bağlantı gücünü arttırırlar. Biyouyumlulukları, iyi klinik performansları sebebiyle diş hekimliğinde çok yaygın olarak kullanılırlar. Hidrofobik silan monomerleri alkol-su çözeltisi içinde çözünmelidir ve asit eklenmesiyle başlangıçta hidrofobik olan silan moleküllerini hidrofilik hale getirerek aktive olurlar. Böylece silan molekülleri silanol (-Si-OH) içerir hale gelirler. En sonunda ise hidrofobik siloksan (polisiloksan) bir film oluşturmak üzere kondanze olurlar ve bu film silana bağlı olarak farklı reaktiviteye sahiptir [105].

Kimyasal olarak silan sentetik organik ve inorganik ucu olan bileşiklerdir. Fonksiyonel silan, molekül uçlarında reaktif fonksiyonel gruplar içerir, bu gruplarla iki farklı tipte yüzey ile reaksiyona girebilir. Öte yandan non-fonksiyonel silan sadece tek tip nonreaktif grup içerir ve tek tip yüzey ile (örneğin inorganik yüzey ile) reaksiyona

girebilir. Bazı non-fonksiyonel silanlar çapraz bağ için kullanılabilirler. Organo-silikon bileşikler sentetik direk $\equiv\text{Si-H}$ and $\equiv\text{Si-C}$ bağlarını içerirler [106].

2.15.2.Zirkonya üzeri porselen/glazür kaplama

Zirkonya üzeri özgün bir yüzey karakteristiği oluşturmak için yıkıcı olmayan başka bir yaklaşım sunulmuştur. Bu yaklaşımla zirkonya altyapı (sinterli veya yarı sinterli), çamursu kıvamlı zirkonya tozu ve por oluşturunca ile kaplanır. Sinterleme sırasında por oluşturunca yanarak uzaklaşır ve arkasında poroz modifiye edilmiş yüzey bırakır. Bu yöntemin avantajı por oluşturunca büyüklüğünü ayarlayarak veya yüzey kaplama aşamasını tekrarlayarak, yüzeyle istediğimiz büyüklükte poroz yapıyı oluşturabilmemizdir. Bu yeni nesil yüzey oluşturma ve bu yüzeyin bağlantıya etkisi ile ilgili çok az klinik ve in vitro çalışma bulunmaktadır. Varolan çalışmalar ise modifiye edilmiş zirkonya yüzeyinin bonding öncesi kumlama veya özel siman gerektirmediğini vurgulamaktadır. Bu method zirkonyanın reçine üst yapıli sabit parsiyel protezler gibi özellikle bağlantıya ihtiyaç duyulan kullanım alanının genişlemesini desteklemektir ancak bu konuda klinik olarak tavsiye etmek için yeterli çalışma yoktur [107].

Son dönemlerde indirek kompozit materyalleri zirkonya altyapılı restorasyonlarda feldspatik porselen üst yapılarına alternatif olarak sunulmuştur [5,6]. Kobayashi ve ark. [5] indirek kompozit ve zirkonyanın bağlantısının, klinik olarak kabul edilen kompozit-metal veya seramik bağlantısından yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Buna ek olarak, indirek kompozitler dişe nazaran daha yüksek oklüzal strese maruz kalan implant-destekli restorasyonlarda üst yapı materyali olarak düşünölmeye başlanmıştır. Zirkonya altyapılı restorasyonlarda yeterli bağlantı gücünü sağlamak için ara yüzeyin silika-bazlı seramik materyali ile kaplanması ve sonrasında silan uygulaması efektif bir yol olabilir [108,109]. Bu etkinlik, silika bazlı seramikler ve reçine-kompozit malzemeler ile silan coupling ajanlar arasındaki bağ başarılı bir şekilde oluştuğunda, seramik yüzeyde silika ile siloksan bağların oluşmasıyla ilişkilendirilebilir [110,111]. Buna ek olarak, Saito ve ark., zirkonya seramikler ile üst yapı porseleni arasında porselenin dayanıklılığına bağlı olacak şekilde, feldspatik porselen ile altın alaşım arasındaki bağlantı kuvvetine benzer kuvvette bir bağlantı kuvveti göstermişlerdir [51]. Zirkonya seramikler ile indirek kompozit üst yapı malzemeleri arasında daha dayanıklı bir bağlantı elde etmek için öncelikle feldspatik porseleni zirkonya altyapıya bağlayıp ardından silanizasyon ve bonding protokollerini sırasıyla

uygulamak daha avantajlı olabilir. Fakat şu ana kadar bu farklı yaklaşımın geçerliliğine, güvenilirliğine ve uzun ömürlü olup olmadığına dair bilimsel bir kanıt mevcut değildir.

2.16.Bağlantı Ajanları

Adeziv diş hekimliği uygulamalarının geçmişi 1955'te Buonocore'un endüstriyel uygulamalarda boya ve rezin kaplamaların metal yüzeylere uygulamaları sırasında adhezyonu arttırmak için fosforik asidin kullanımını gözlemlemesine dayanır. Buonocore bu gözlem sonrasında dişlere asit uygulayarak diş yüzeylerinin adhezyona daha açık hale gelmesinin sağlanabileceğini keşfetmiştir. Buonocore'un bu çalışması diş hekimliği pratiğinde büyük bir değişime yol açmıştır. Bu çalışma sonrası diş hekimliğinde adeziv diş hekimliği dönemi başlamıştır [112].

Bonding teknikleri daha konservatif bir diş preperasyonu sağlar. Bonding teknikleri sayesinde makromekanik retansiyona daha az ihtiyaç duyulmasının yanı sıra desteksiz minenin daha az aşındırılması da sağlanmış olur.

Çürük lezyonlarının etiyolojisi, tanı ve tedavisi konusunda daha fazla bilgi sahibi olmamız ve daha güvenilir adeziv restoratif malzemeye sahip olmamız geniş diş preperasyonlarına olan ihtiyacı azaltmıştır.

İlk dental adeziv, rezinleri mineye çok az bir dentin adezyonu ile bağlamıştır ve dentin kenarlarını çok az kapatmıştır. Daha sonraki geliştirilen adezivler ise dentine olan bağlanma kuvvetini dramatik olarak arttırmış ve dentin kenarlarını iyi bir şekilde kapatmıştır; bunun yanı sıra ise mineyle olan bağlantı kuvvetini de korumuştur. Diş hekimliğinde metallerin kullanımı azaldıkça ve hastalar daha estetik işler talep ettikçe, dental rezinlerin simanın yanı sıra direkt veya indirekt restorasyonlarda da kullanılması gün geçtikçe artacaktır.

2.17.Bağlantı Ajanlarının Jenerasyonlarına Göre Sınıflandırılması

2.17.1.Birinci Jenerasyon Adezivler

Bu adezivlerin kullanımı yüzey-aktif komonomer olan N-(2-hidroksi-3-metakriloksipropil)-N-fenilglisin NPG-GMA'nın geliştirilmesiyle başlamıştır. Teorik olarak bu komonomer diş yüzeyindeki kalsiyum ile şelasyona girip dentindeki kalsiyuma rezinlerin suya dayanıklı bir kimyasal bağ ile bağlanmasını sağlamıştır. Bağlantı kuvveti 2-3 mPa arasında olmaktadır. Ancak klinik sonuçları çok zayıftır.

Cervident (SS white) ve kozmik bond bu jenerasyondaki adezivlere örnek olarak gösterilebilir [74,112].

2.17.2.İkinci Jenerasyon Adezivler

1970lerin sonunda etanol içerisinde fenil-P ve HEMA (2-hidroksietil metakrilat) içeren fosfat ester dentin bağlantı ajanlarının tanımlanmasıyla ikinci jenerasyon adezivler ortaya çıkmıştır. Etki mekanizması reçinedeki negatif yüklü fosfat gruplarının smear tabakasındaki pozitif yüklü Ca^{++} ile polar etkileşimine dayanmaktadır. Bağlantı kuvveti 5-6 MPa arasında değişmektedir. Bu adezivlerin zayıf yanları smear tabakasına zayıf bir bağlantı sağlaması ve hidrofobik özellikte olmasıdır. Bu adezivlere örnek olarak ise Scotchbond (3M dental) ve Clearfil bond sistemi verilebilir.

2.17.3.Üçüncü Jenerasyon Adezivler

1980lerde gündeme gelen üçüncü jenerasyon malzemeler ise tüm smear tabakasını ortadan kaldırmak yerine smear tabakasını modifiye edecek şekilde dizayn edilmişlerdir. Bu sayede fenil-P ve Penta gibi asidik monomerlerin penetrasyonu sağlanmıştır. Bunu yapabilmek adına smear tabakasını ileri düzeyde değiştirmek veya ortadan kaldırmak için “asitleme” tanımlanmıştır. Buna ek olarak ise kendi monomeri ve adeziv monomerlerin monomeriyle dentine penetre olmak için ayrı bir primer (uçucu bir çözücü içerisinde çift fonksiyonlu monomer) dizayn edilmiştir. Bu uygulamada ise adeziv, bağlantı kuvvetini arttırmak amacıyla primerin bazı bileşenlerini (HEMA gibi) içerebilen doldurulmamış veya kısmi doldurulmuş rezindir. Bağlantı kuvveti 3-8 mPa arasında değişmektedir. Bu adezivlere örnek olarak ise ScotchBond 2, Tenure, Universal Bond 2, Coltene ART verilebilir.

2.17.4.Dördüncü Jenerasyon Adezivler

Primer ve bonding rezin asitlenmiş dentine birlikte uygulandığında, intertübüler dentine penetre olarak rezin-dentin interdifüzyon alanı veya hibrid tabaka oluştururlar. Dentine bağlandıkları kadar kuvvetli bir şekilde mineye de bağlanabilme yeteneğine sahiptirler (total etch). Nemli dentine de bağlanabilirler (ıslak bağlanma). Metal, amalgam, porselen ve indirekt kompozit gibi farklı substratlara da bağlanabilirler. Bağlantı kuvveti 13-30 mPa arası değişmektedir. Bu adezivlere örnek olarak ise All-Bond 2, OptiBond FL, ScotchBond multipurpose verilebilir.

2.17.5.Beşinci Jenerasyon Adezivler

Bu adezivlerin en önemli ayırt edici özelliği “tek-adımda” uygulanmaları veya “tek şişe” sistemine sahip olmaları olarak tanımlanmışlardır. Fakat bu kısmen yanlış bir isimlendirmedir, çünkü tek şişeye sahip olsalar da iki adımda uygulanmaktadırlar (etchant + primer ve adeziv). Bağlantı kuvvetleri 3-25 MPa arasında değişmektedir. Zayıf yanları ise multisubstrat bağlanımı için gerekli çoğu içerikten yoksundurlar. Bağlantı için birden fazla kat uygulanmaları gerekmektedir. OptiBond Solo ve OptiBond Solo Plus bu adezivlere örnek olarak gösterilebilir.

2.17.6.Altıncı Jenerasyon Adezivler

1990-2005 arasında üretilmişlerdir. Uygulandıklarında smear tabakasını çözerler ve uygulama sonrası durulamaya gereksinim yoktur. Dentin tübülleri açığa çıkmadığı için işlem sonrası hassasiyete sebep olmazlar. Mine ve yüzeyel dentinle olan bağlantı kuvveti tipik olarak derin dentinle olan bağlantı kuvvetinden yüksektir. Zayıf yanı ise, dentin ve mineye dördüncü ve beşinci jenerasyon sistemlerden daha düşük bir bağlantı kuvveti sağlamaktadırlar [112]. Tipleri Tablo 1’de incelendiği üzere iki grupta incelenebilir.

Tablo 2-1: Altıncı jenerasyon adeziv tipleri

Tip 1	Tip 2
Self-etching primer ve adeziv	Self-etching adezivler
2 adet sıvı bileşeni vardır: 1.Asidik primer sıvısı 2.Dişe ayrı uygulanan adeziv	İki şişe veya iki birim doz içeren asidik primer ve adeziv önce karıştırılır, sonra uygulanır.
Genellikle kendi kendine sertleşen kompozitle uyumludur.	Kendi kendine sertleşen kompozitle uyum göstermez.
Örnek: Clearfil SE bond, AdheSE	Örnek: Xeno-III, Adper, Prompt, L-Pop, One up bond

2.17.7.Yedinci Jenerasyon Adezivler

2002 sonunda ortaya çıkan bu adeziv grubu self-etching özelliği göstermektedir. Karıştırmaya ihtiyaç duymazlar. Kendi kendine sertleşen kompozit kor veya reçine simanları ile uyumlu değildirler. Asidik adeziv içeren tek şişeye sahiptirler. Örnek olarak iBond verilebilir. Bağlantı kuvvetleri ve marjinal sealing özellikleri altıncı jenerasyon sistemlere eşittir [112].

2.17.8.Sekizinci Jenerasyon Adezivler

Kendi kendine, ışıkla veya dual-kür olarak serleşen rezin malzemeleriyle direkt veya indirekt restorasyonlarda kullanılan dual-kür self-etch adezivlerdir [113].

2010 yılında Voco America firmasının nano boyutta doldurucular içeren Voco Futurabond DC ürününü piyasaya sekizinci jenerasyon bağlantı ajanı olarak sürmesiyle bu jenerasyon ürünler ortaya çıkmaya başlamıştır [114]. Bu yeni ajanlarda, ortalama 12 nm partikül büyüklüğüne sahip nano-doldurucuların ilavesi ile reçine monomerlerin penetrasyonu ve hibrid tabaka kalınlığında artış sağlanmıştır; bu da bağlantı sistemlerinin mekanik özelliklerinin iyileşmesini sağlamıştır [115,116]. Nano-bağlantı ajanları, daha iyi bir mine ve dentin bağlantı kuvveti, stres absorpsiyonu ve daha uzun bir raf ömrü sağlayan nano-doldurucuların bir solüsyonudur [117]. Doldurucu içeren bağlantı ajanlarının in vitro ortamda daha yüksek bir bağlantı kuvveti sağladığı gözlemlenmiştir. Self-etch jenerasyonlarındaki bu yeni ajanlar asidik hidrofilik bir monomere sahiptir ve tükürük veya nem ile kontamine olduktan sonra asitlenmiş mine üzerinde kolaylıkla kullanılabilir [118]. Üreticinin verdiği bilgilere göre nano-partiküller çaprazbağ olarak görev yapmakta ve boyutsal değişikliklerin azalmasını sağlamaktadır [115,116]. Nano-doldurucuların tipi ve bu partiküllerin içeriğe ekleniş şekli adeziv viskozitesi ve rezin monomerlerinin kollajen lif boşluklarına penetrasyon yeteneğini etkilemektedir. 15-20 nm'den daha yüksek boyuttaki veya ağırlığının %1'inden daha fazla içeriğe sahip nano-doldurucular adezivlerin viskozitesini arttırabilir ve nemlenmiş yüzeyin üzerinde doldurucuların birikmesine neden olabilir. Bu birikintiler çatlaklara ve bağlantı kuvvetinde azalmaya sebep olabilen defektlere yol açabilir[116].

2.17.9.Universal Adezivler

Adeziv diş hekimliğindeki en yeni gelişme olan universal bağlantı ajanları 2011’de klinik kullanıma girmiştir. Bu yeni bağlantı ajanları self-etch(SE) bağlantı ajanları, total etch(TE)(etch-and-rinse) bağlantı ajanları veya dentin üzerinde SE bağlantı ajanları ve mine üzerinde TE bağlantı ajanları (“selektif mine etching” olarak isimlendirilen yaygın bir teknik) olarak kullanılabildikleri için “multimod” veya “çok-amaçlı” bağlantı ajanları olarak da bilinmektedirler [119,120]. Bu çok yönlü yeni adhezyon yaklaşımı her bir stratejinin en basit seçeneğini kullanmayı, yani, bağlantı ajanı solüsyonunun aynı tek şişesini kullanarak tek aşamalı self-etch veya iki aşamalı total-etch’in oldukça zorlu olan farklı özellikteki dental substratlar üzerinde (sağlam, çürüklü, sklerotik dentin veya mine) kullanımını önermektedir [121,122]. Kullanım öncesi minenin fosforik asitle asitlenmesi genellikle önerilmektedir, özellikle de prepare edilmemiş mineye olan bağlantıda asitleme daha da önem kazanmaktadır. Aslında priming ve bonding bileşenleri ayrı veya birleşik olabilir, bu da total-etch sistemlerinin iki aşamalı veya üç aşamalı, self-etch sistemlerinin ise bir veya iki aşamalı olmasına neden olmaktadır. Bu iki bağlantı stratejisi ele alındığında, dentine yeterli bağlantı hem total-etch hem de self-etch bağlantı ajanı sistemleriyle tamamen sağlanabilir; ancak, mine üzerinde fosforik asit uygulama sonrasında total-etch sistemleri ön planda tercih edilmektedir [123,124]. Uygulama modu ile ilişkili olarak self-etch bağlantı ajanı sistemleri, total-etch sistemleri kullanıldığında asitin uygulanması, yıkanması ve kurulanması safhaları sırasında ortaya çıkabilecek iatrojenik klinik yanlış manipülasyon ihtimalini düşürmektedir [125]. Diğer bir yandan ise bu SE materyalleri ile ilgili de birtakım dezavantajlar da öne sürülebilir. SE bağlantı ajanlarının dentin ve mine üzerine uygulanmasındaki en önemli dezavantajlardan bir tanesi, bu adeziv sistemlerinin mine üzerinde fosforik asitin ulaştığı derinlik kadar bir derinlikte asitleme sağlayamamasıdır. Bu durum, örneğin servikal restorasyonlarda, bu adezivlerin düşük asiditeleri nedeniyle mine kenarlarında daha yüksek oranda renk değişikliğine neden olmalarıyla ilişkilendirilmektedir. [126]. Bu nedenle, basitleştirilmiş tek aşamalı self-etch adezivlerin uzun dönem performansları özellikle altın standart olarak kabul edilen üç aşamalı total-etch yaklaşımına kıyasla, bağlantı dayanıklılığı açısından düşük bulunmuştur [127,128].

Geçmiş jenerasyondaki tek aşamalı self-etch bağlantı ajanlarının bu zayıflığının üstesinden gelmek için, total-etch veya selektif-etch yaklaşımlarında bağlantı ajanının

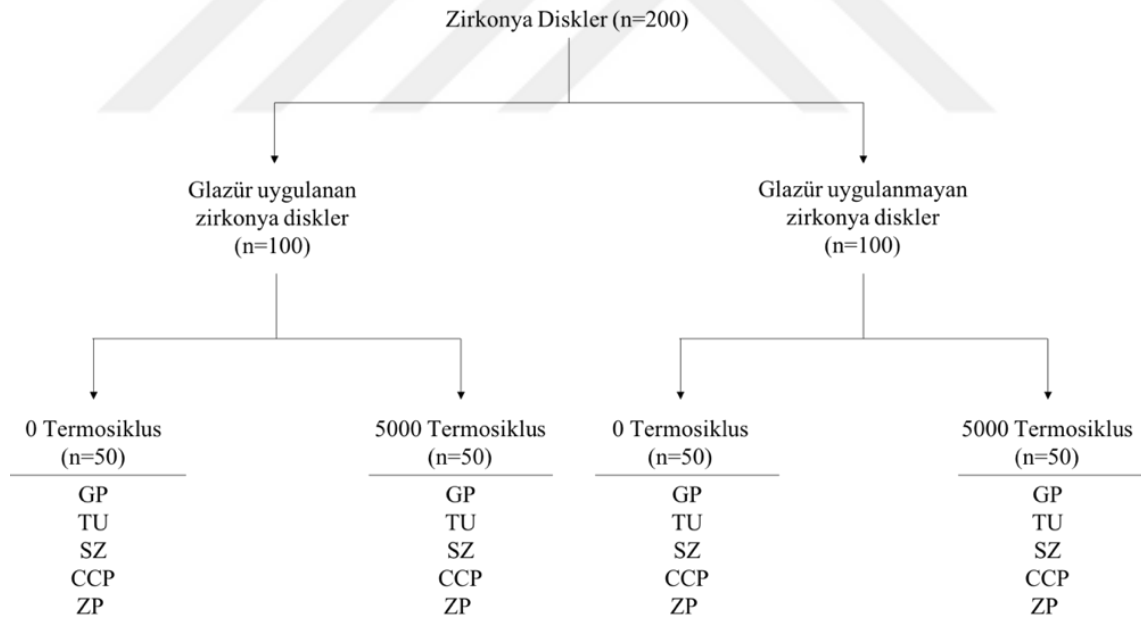
fosforik asit ön asitleme ile birlikte uygulanmasını da sağlayan universal bağlantı ajanları geliştirilmiştir. Bu yaklaşım daha dayanıklı bir mine bağlantısı sağlamış ve hem in vitro hem de in vivo çalışmalarda iyi sonuçlar gösterdiği kabul edilmiştir [129–132]. Bağlantı ajanları arasındaki benzerliklere rağmen, universal bağlantı ajanlarının bileşimi, dental substratlara kimyasal ve mikrokimyasal bağlantı sağlayabilen monomerlerin ilave edilmesi sayesinde mevcut SE sistemlerinden farklılık göstermektedir [119,120]. Bu bağlantı ajanlarının büyük çoğu hidroksiapetite ($\text{Ca}_{10}[\text{PO}_4]_6[\text{OH}]_2$) bulunan kalsiyuma iyonik olarak bağlanan spesifik karboksilat ve/veya fosfat monomerleri içerdiği için bağlantı etkinliğini etkileyebileceği için bu bağlantı ajanlarının bileşimleri özellikle dikkat edilmesi gereken bir faktördür. Örneğin, metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat (MDP) çoğu yeni bağlantı ajanında yer alan, fakat eski jenerasyon bağlantı ajanlarında yer almayan fonksiyonel bir monomerdur. MDP hafif-etching özelliği gösteren hidrofilik bir monomerdur. MDP universal bir bağlantı ajanının herhangi bir etching sistemiyle kullanılabilmesini sağlayan monomerlerden biridir. Bu reaksiyon sırasında stabil MDP-kalsiyum tuzları oluşmakta ve bağlantı ajanı sistemine bağlı olarak farklı derecelerde ve kalitede kendi üzerinde biriken nanotabakalar şeklinde birirmektedir [133,134]. Ayrıca çözünmeyen Ca^{2+} tuzları oluşumu aracılığıyla diş yüzeyine kuvvetli adhezyon oluşumuna da yardımcı olmaktadır. Buna ilave olarak, universal bağlantı ajanları diş yüzeylerine adhezyonu arttırabilen bifenil dimetakrilat (BPDM), dipentaeritritol pentaakrilat fosforik asit esteri (PENTA) ve polialkenoik asit kopolimeri içermektedirler ve yıllardır bu maddeler farklı materyallerin bileşiminde yer almışlardır [114]. Bağlantı ajanı arayüzeyinde zaman içerisinde su emilimi ve hidrolitik yıkımı bağlantı başarısızlığındaki ana sebeplerden biri olarak saptandığı için bu durum bağlantı dayanıklılığında önemli olabilir [135,136]. Buna ek olarak, universal bağlantı ajanının matriksi hidrofilik (hidroksietil metakrilat [HEMA]), hidrofobik (dekandiol dimetakrilat [D_3MA]) ve intermediyer (bis-GMA) özellikteki monomerlerin kombinasyonuna dayanmaktadır. Bu özelliklerin kombinasyonu universal bağlantı ajanlarının birçok farklı koşulda hidrofilik diş substratı ve hidrofoik rezin restratif materyali arasındaki boşluk üzerinde bir köprü kurmasını sağlamaktadır. Dahası, bazı universal bağlantı ajanları bileşimlerde silan içerebilmektedir; bu sayede ise örneğin cam seramiklere veya reçine kompozitlere bağlantı sırasındaki silanizasyon basamağını ortadan kaldırmayı sağlamaktadırlar. Bununla beraber, basitleştirilmiş materyallerin daha düşük bağlantı kuvveti sonuçlarına

ve restorasyonların ömrünün in vitro ve in vivo daha kısa olmasına neden olduğu bilinmektedir [137,138]. Bu bulgular muhtemelen basitleştirilmiş bağlantı ajanlarının kompleks formulasyonları ve çözücünün tamamının buharlaşmasını olumsuz yönde etkileyerek daha kötü bir bağlantı ajanı polimerizasyonuna yol açmasıyla ilişkilendirilebilen yüksek çözücü içerikleri nedeniyledir [139]. Bu çoklu yaklaşım seçeneği klinisyenin bağlantı ajanını, mine üzerinde total-etch tekniğinin avantajını dentin üzerindeki basitleştirilmiş self-etch yaklaşımının kalan karbonlanmış apatit kristalleri ile ilave kimyasal bağ sağlaması avantajıyla birleştiren “selektif mine etching tekniği” olarak da isimlendirilen teknikle uygulamasını sağlamaktadır. Bu nedenle universal bağlantı ajanları 7. jenerasyon sistemlerden daha geniş bir uygulama alanına sahiptir. Buna ilave olarak, üretici firmalar universal bağlantı ajanlarının hem direk hem de indirek restorasyonlarda kullanılabileceğini ve bu ajanların kendi kendine sertleşen, ışıkla sertleşen ve dual-cure reçine bazlı simanlar ile uyumlu olduğunu ve metaller, zirkonya, porselen ve kompozite de bağlanabildiklerini tipik olarak belirtmektedirler. Buna karşın, bazı universal bağlantı ajanlarının üreticileri ayrı bir aktivatör kullanımını hala önermektedir ve porselen ve zirkonya gibi substratlara olan bağın optimize edilmesi için primerlerin kullanımını da önermektedirler. Bu nedenle, en azından bazı belirli durumlarda ve bazı ürünlerde, universal bağlantı ajanları aslında iki şişe içermektedir veya ilave bir aktivatör kullanımı gerektirmektedir veya kullanımdan hemen önce karıştırılması gereken bir kimyasal bileşene sahiptirler veya porselen ve zirkonyaya en optimum bağlantı için ayrı uygulanan özel primerlere ihtiyaç duymaktadırlar veya bir total-etch protokolüne uyumlu değildirler. Buna ek olarak, bu iki prosedürde de çalışabilen bir bağlantı ajanına sahip olmanın, diş hekiminin nihai sonucu en optimum hale getirmek için klinik duruma göre hangi prosedürü seçeceğine karar verme şansını sağlama yönünde bir avantajı mevcuttur. Örneğin, mineye kuvvetli bir bağlantı gerektiren bir restorasyon yapılırken veya sklerotik bir dentin varlığında işlem öncesi etching uygulaması önerilebilir. Asitleme basamağı durulama öncesi fosforik asit jel uygulama süresinin ayarlanması ile modüle edilebilir. Diğer yandan ise, ulaşım zorluğunun olduğu, sınırlı zamanın olduğu veya düşük hasta uyumunun olduğu genç olgularda tamamen self-etch yolunu kullanma seçeneğinden de faydalanılabilir [140].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

“Farklı bağlantı ajanlarının monolitik zirkonya ile indirek kompozit arasındaki makaslama bağlantı direncine etkisi” konulu tez çalışmasında, 5 farklı bağlantı ajanının, monolitik zirkonya ile kompozit reçine arasındaki bağlantı direncine etkisinin ve glazür ile termosiklusun bu bağlantılar üzerindeki etkilerinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Çalışmada her deney grubunda on (10) örnek yer alacak şekilde toplam iki yüz (200) deney örneği hazırlanmıştır (Tablo 3.1). Deney örneklerinin hazırlanmasında kullanılan 5 farklı bağlantı ajanı, monolitik zirkonya, indirek kompozit ve glazür materyallerine ait içerik bilgileri tablo 3.2’de yer almaktadır. Kullanılan bağlantı ajanlarının önerilen kullanım alanları tablo 3.3’de yer almaktadır.

Tablo 3-1: Deney Şeması



Tablo 3 -2: Çalışmamızda Kullanılan Materyallerin İçerik Bilgileri

Materyalin Adı	Materyal İçeriği	Üretici Firma	Tipi	pH
Monolitik Zirkonya “ Prettan Zirkonia”	%4-6 Y ₂ O ₃ , <%1 Al ₂ O ₃ , max %0,02 SiO ₂ , max %0,01 Fe ₂ O ₃ , max %0,04 Na ₂ O	Zirkonzahn GmbH, Bruneck, Italy		
G-Premio Bond (GP)	10-MDP, 4-MET, MDTP, MEPS, Dimetakrilat, aseton, su, initiator, silika	GC, Aichi, Japonya.	Universal 8.jenerasyon bond.	1,5
Tokuyama Universal Bond (TU)	Bond A: 3D-SR monomer, MTU-6, TEGDMA Bis-GMA, HEMA, metakrilat, aseton, Bond B: MAC-10, UDMA, γ -MPTS, aseton	Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japonya.	Universal 8.jenerasyon bond.	2,2
Clearfil Ceramic Primer Plus (CCP)	MDP, γ -MPTS, Etanol	Kuraray Medical Inc., Tokyo, Japonya	---	---
Signum Zirconia Bond (SZ)	Bond I: aseton, 10-MDP, asetik asit, Bond II: metil metakrilat, Difetil fosfinoksit	Kulzer, Hanau, Almanya	---	---
Z-Prime Plus (ZP)	10-MDP (Organofostat monomer) (<%10), BPDm (karboksilat monomer) (<%10), (Etanol (<%90), HEMA	Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD.	---	---
İndirek kompozit “ Gradia Plus”	UDMA, %75 microfine seramik/prepolimer doldurucu	GC, Aichi, Japonya		
GC Initial INvivo/INsitu Porselen Tozu	Belirtilmemiş	GC, Aichi, Japonya		
Porselen asiti, Hidroflorik asit (HF)	%9,5 Hidroflorik asit jel	Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD		

UDMA: urethane dimethacrylate, MDP:10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate, γ -MPTS:3-trimethoxysilylpropyl methacrylate, 4-MET, 4-methacryloyloxyethyl trimellitate; MEPS; methacryloyloxyalkyl thiophosphate methylmethacrylate, BPDm: Bisphenol A Diglycidylmethacrylate MTU-6: 6-metatriololoksiheksil 2-tiourasil-5-karboksilat, MAC-10: 11-methacryloxy-1,1-undecanedicarboxylic acid), MDTP: Methacryloyloxydecyl dihydrogen thiophosphate

Tablo 3-3: Çalışmamızda kullanılan bağlantı ajanlarının üretici firma talimatlarına göre önerilen kullanım alanları

Materyalin adı	Önerilen kullanım alanları
G-Premio Bond (GP)	Mine, dentin, zirkonya, alumina, kıymetsiz metal, kıymetli metal. (cam seramiklerde ve hibrit seramiklerde ekstra primer öneriliyor. (g-multi primer veya gc ceramic primeri) Hipersensivite tedavisinde.
Tokuyama Universal Bond (TU)	Mine, dentin, zirkonya, alümina, kıymetli kıymetsiz metal, lamine, veneer, porselen tamirleri, silika içerikli restorasyonlar, akrilik ve kompozit reçine (Ek primer kullanımı gerektirmemektedir)
Clearfil Ceramic Primer Plus (CCP)	Porselen, kompozit, hibrit seramik, zirkonya, lityum disilikat, metal yüzeyler
Signum Zirconia Bond (SZ)	Zirkonya, metal altyapı, kompozit
Z-Prime Plus (ZP)	Zirkonya, alümina kıymetsiz metal, kompozit. Porselen tamirinde ekstra silan öneriliyor. (Bisco porcelain primer)

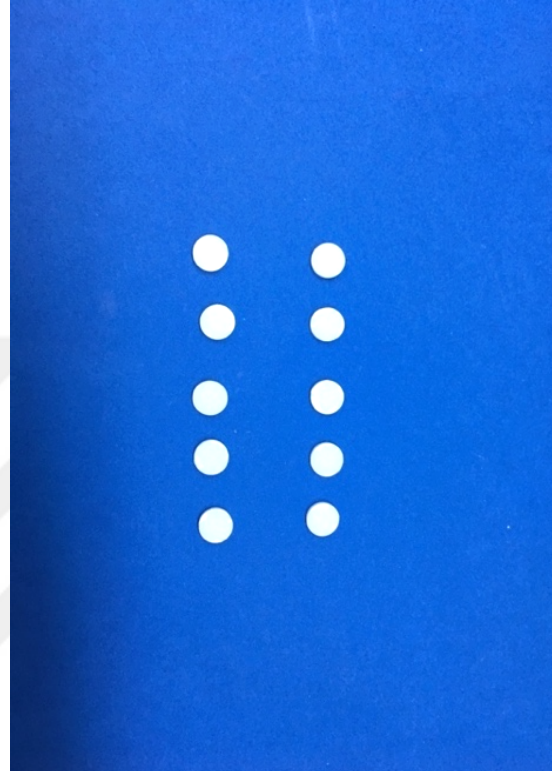
3.1.Zirkonya örneklerin hazırlanması

Toplam 200 adet 11 mm çapında 2,5 mm kalınlığında silindir şekilli monolitik zirkonya disk dizaynı bilgisayar yazılımında (3Shape Dental Designer, Kopenhag, Danimarka) hazırlandı. Belirlenen dizayn Hyperdent (Open Mind Technologies AG, Wessling, Germany) yazılımı kullanılarak, kazıma cihazında (Roland DWX-51D, DGA Corp., Irvine, CA, USA), monolitik zirkonya bloklardan (Zirkonzahn Prettau, GmbH, Bruneck, Italy) “Roland R1.0 R0.5 *16*50*4” boy ve çapındaki frezleri kullanılarak freze edildi (Şekil 3.1). Her bloktan 26-29 adet disk çıkarılarak toplamda 200 adet disk elde edildi. Sonrasında tüm örnekler üretici firmanın talimatları doğrultusunda sinterleme fırınında (Tegra MP1600, Teknik Dental, İstanbul, Türkiye) (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein)) sinterlendi (Şekil 3.2). Prettau örnekler için sinterleme oda sıcaklığında başlayıp 6°C /dk sıcaklık artışıyla 1600°C ye kadar

ulaştırıldı ve 2 saat 1600⁰C’de tutuldu. Ardından 6 ⁰C/dk hız ile oda sıcaklığına soğutuldu.



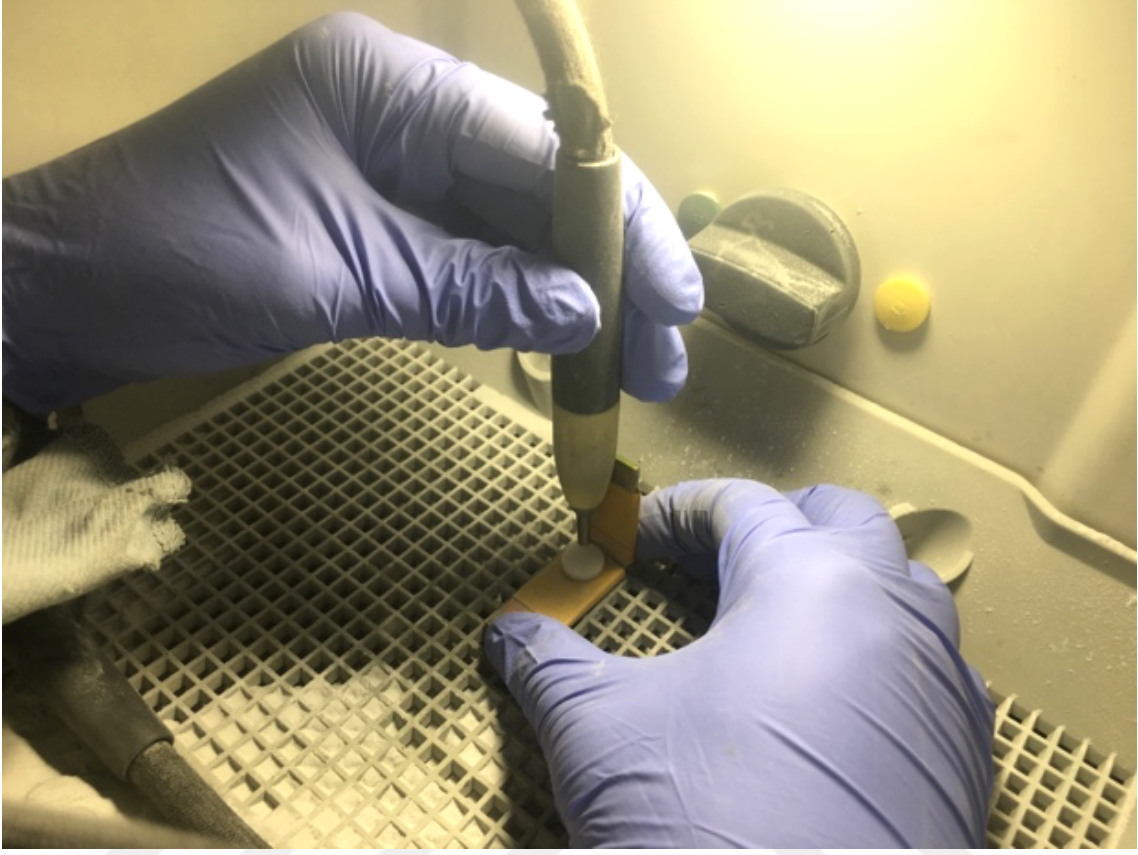
Şekil3-1: Roland DWX-51D cihazında zirkonya örneklerin kazınması



Şekil 3-2: Sinterlenmiş zirkonya örnekler

3.2.Zirkonya örneklerin yüzey hazırlıkları

Tüm zirkonya örnekleri 600 gridlik abrasiv kağıtlar (Wetordry, 3M, St. Paul, MN,USA) kullanılarak su altında zımparalandı. Zımparalama sonrası tüm örnekler distile su altında yıkandı ve yağsız hava ile kurutuldu. Zımparalanan tüm zirkonya örnekler kumlama cihazında (Basic Eco, Renfert GmbH,Hilzingen, Germany), partikül boyutu 50 µm olan Al₂O₃ kumu ile (Korox 50, Bego, Bremen, Germany) ile 10 mm uzaklıktan 10 sn boyunca pürüzlendirildi. Kumlamanın standart olması için zirkonya örnekler menteşe şeklindeki düzeneğe sabitlendi ve kumlama çubuğu belirlenen uzaklıkta konumlandırılarak, her örnek aynı mesafeden ve aynı sürede kumlandı (Şekil 3.3.).

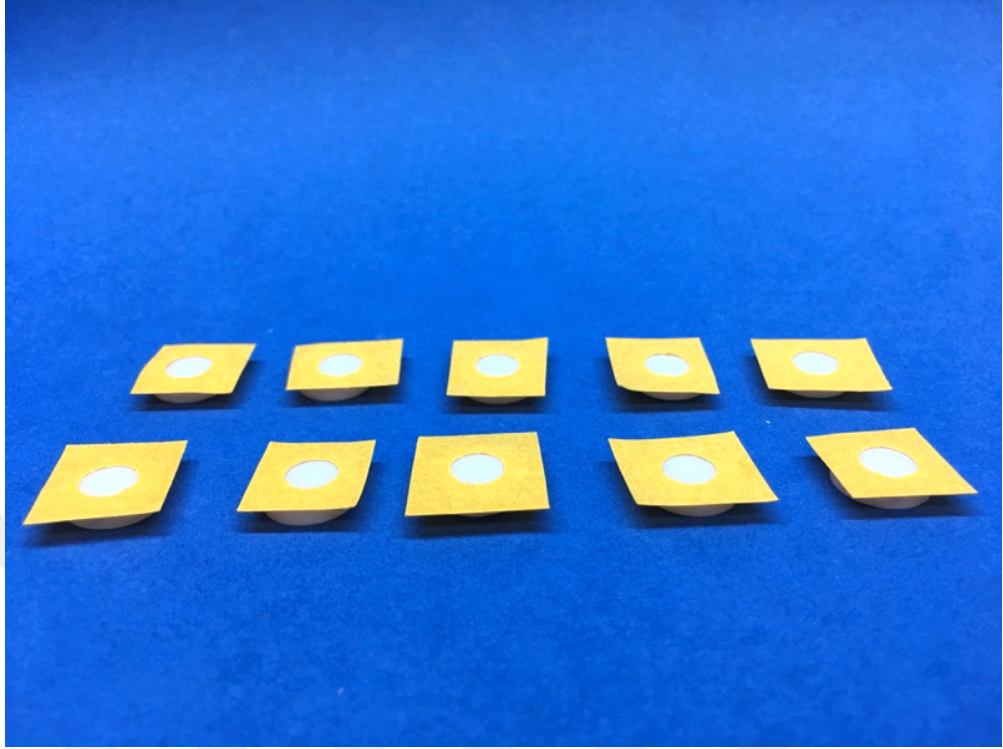


Şekil 3-3: Zirkonya örneklerin kumlanması

Hazırlığı tamamlanan zirkonya örnekler rastgele iki (2) gruba ayrıldı ($n=100$). Bir grupta yer alan örneklerin yüzeyine glazür uygulandı.

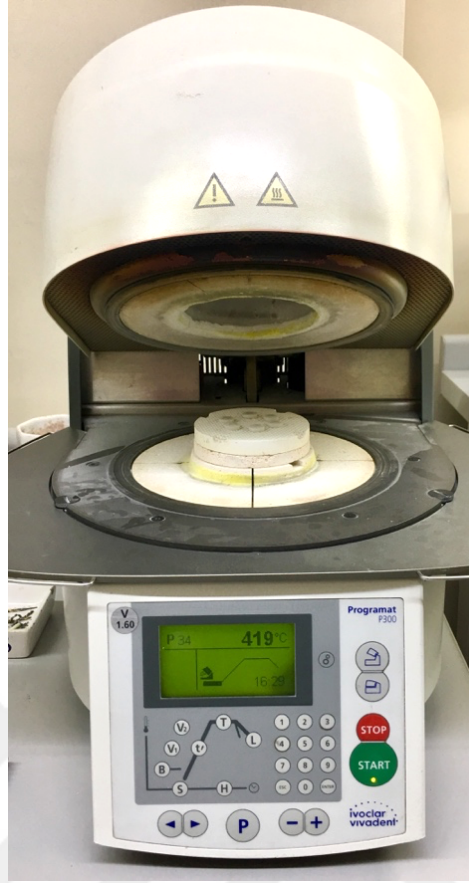
3.3.Zirkonya örnek yüzeylerine glazür uygulanması

Yüzey işlemleri tamamlanan tüm zirkonya örnekler üzerine ortasında 5 mm'lik boşluk bulunan çift taraflı bant (Pattex, Henkel, Aachen, Almanya) uygulandı (Şekil 3.4).



Şekil 3-4: Üzerlerine çift taraflı bant uygulanan zirkonya örnekler

İki gruba ayrılan örneklerin sadece bir grubuna(n=100) glazür (GC Initial INvivo/INsitu, GC, Aichi, Japonya) uygulandı. Glazür uygulanan örnekler üzerindeki bant, uygulama sonrası fırında yanmaması için dikkatlice çıkarıldı ve örnekler porselen fırınında (Ivoclar Programat P300, Schaan, Liechtenstein) 55⁰C/dk sıcaklık artışıyla 890⁰'de 1 dk fırımlandı (Şekil 3.5.). Sonrasında fırın kendi haline soğumaya bırakılmıştır.

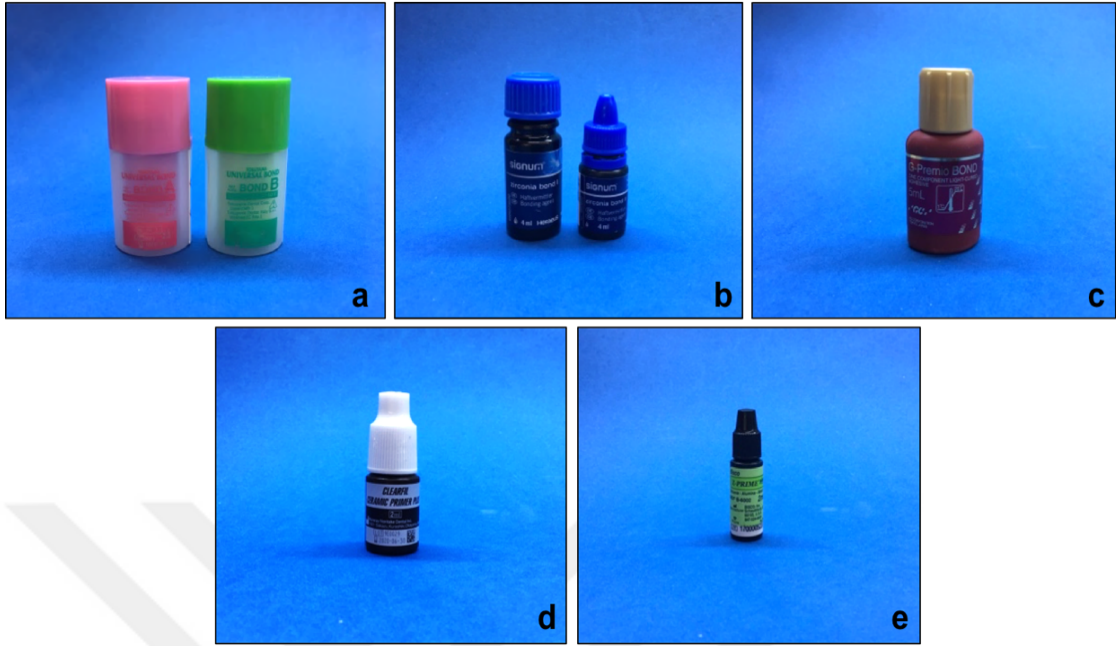


Şekil 3-5: Glazür uygulaması sonrası örneklerin fırınlanması

Glazür uygulanan örneklerin(n=100) yüzeyine, %9,5'lik hidroflorik asit(HF) (Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD) 90 saniye uygulandı. HF uygulanan örnekler su altında yıkanıp kurutuldu. Fırınlama ve asitleme sonrası örneklerle tekrar ortasında 5 mm'lik boşluk bulunan çift taraflı bantlar (Pattex, Henkel, Aachen, Almanya) yerleştirildi.

3.4.Zirkonya örneklerin yüzeyine bağlantı ajanlarının uygulanması

Glazürlü ve glazürsüz gruplarda (n=100) yer alan örnekler her iki grupta da ayrı ayrı rastgele onar örneğin yer aldığı beş gruba (n=20) ayrıldılar (Tablo 3.2). Kullanılan bağlantı ajanları; G-Premio Bond (GP) (GC, Aichi, Japonya), Signum Zirconia Bond (SZ) (Kulzer, Hanau, Almanya), Clearfil Ceramic Primer Plus (CCP) (Kuraray Medical Ltd., Tokyo, Japonya), Tokuyama Universal Bond (TU) (Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japonya) ve Z-prime Plus'dır (ZP) (Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD) (Şekil 3.6.).



Şekil 3-6: Deneylerde kullanılan bağlantı ajanları. a. Tokuyama Universal Bond (TU) (Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japonya) b. Signum Zirconia Bond (SZ) (Kulzer, Hanau, Almanya) c. G-Premio Bond (GP) (GC, Aichi, Japonya) d. Clearfil Ceramic Primer Plus (CCP) (Kuraray Medical Ltd., Tokyo, Japonya) e. Z-prime Plus'tır (ZP) (Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD).

3.4.1.Örnek yüzeylerine G-Premio bond uygulanması

Glazürlü ve glazürsüz grupta yer alan yirmişer örneğin yüzeyine üretici firmanın talimatlarına uygun olarak G-Premio Bond (GP) bağlantı ajanı uygulandı; temiz bond fırçası (TPC Dental, CA, ABD) ile ince bir tabaka yüzeye uygulandıktan sonra örnek yüzeyleri yağsız hava ile 5 sn kurutuldu. Örnek yüzeyleri 1400mW/cm^2 gücündeki ışık cihazı (D-Light Pro, GC, Aichi, Japonya) ile 10mm uzaklıktan 10 sn süre ile polimerize edildi.

3.4.2.Örnek yüzeylerine Tokuyama Universal Bond uygulanması

Glazürlü ve glazürsüz grupta yer alan yirmişer örneğin yüzeyine üretici firmanın talimatlarına uygun olarak Tokuyama Universal Bond (TU) bağlantı ajanı uygulandı. İlk olarak temiz bir bond fırçasıyla (TPC Dental, CA, ABD) Tokuyama Bond A ve Bond

B'den birer damla sistemin kendi karıştırma haznesinde karıştırıldı. Bağlantı ajanı ince bir tabaka halinde zirkonya örneklerin yüzeyine uygulandı 5sn hava ile kurutuldu.

3.4.3.Örnek yüzeylerine Signum Zirconia Bond uygulanması

Glazürlü ve glazürsüz grupta yer alan yirmişer örneğin yüzeyine üretici firmanın talimatlarına uygun olarak Signum Zirconia Bond (SZP) bağlantı ajanı uygulanması için, ilk olarak Signum Zirconia Bond I temiz bir bond fırçasıyla (TPC Dental, CA, ABD) örnek yüzeylerine ince bir tabaka halinde sürüldü ve yağsız hava ile 5 sn kurutuldu. Sonrasında Signum Zirconia Bond II temiz bir bond fırçasıyla (TPC Dental, CA, ABD) örnek yüzeylerine ince bir tabaka halinde sürülerek 1400mW/cm^2 gücündeki ışık cihazı (D-Light Pro, GC, Aichi, Japonya) ile 40 sn süre ile polimerize edildi.

3.4.4.Örnek yüzeylerine Clearfil Ceramic Primer Plus uygulanması

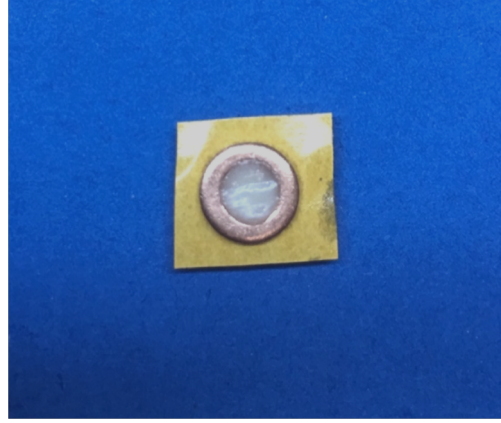
Glazürlü ve glazürsüz grupta yer alan yirmişer örneğin yüzeyine üretici firmanın talimatlarına uygun olarak Clearfil Ceramic Primer Plus (CCP) bağlantı ajanı, temiz bir bond fırçasıyla (TPC Dental, CA, ABD) ince bir tabaka halinde uygulandı. Sonrasında örnekler yağsız hava ile 5 sn kurutuldu.

3.4.5.Örnek yüzeylerine Z-prime Plus uygulanması

Glazürlü ve glazürsüz grupta yer alan yirmişer örneğin yüzeyine üretici firmanın talimatlarına uygun olarak Z-prime Plus (ZP) bağlantı ajanı temiz bir bond fırçasıyla (TPC Dental, CA, ABD) ince bir tabaka halinde uygulandı. Sonrasında örnekler yağsız hava ile 5sn kurutuldu.

3.5.Zirkonya örneklerin yüzeyine indirek kompozit uygulaması

Bağlantı ajanı uygulaması sonrası, tüm zirkonya örnekler üzerine 2 mm yüksekliğinde 6 mm çapında paslanmaz çelik silindirler yerleştirilerek indirek kompozit (Gradia Plus DA1, GC, Aichi, Japonya) uygulaması yapıldı (Şekil 3.7.).



Şekil 3-7: Zirkonya yüzeyine çelik halka konularak indirek kompozit uygulaması

Yüzeyine kompozit yerleştirilen örnekler GC Labolight LV-III ünitesine taşınarak üreticinin talimatlarına uygun olarak 20sn ön polimerizasyondan sonra aynı ünite 5dk süre ile polimerize edildi (Şekil 3.8.).



Şekil 3-8: İndirek kompozitin polimerize edilmesi

3.6. Zirkonya örneklerle termosiklus uygulanması

20 örneğin yer aldığı her bir gruptan rastgele 10 örnek seçilerek, kendi içlerinde iki gruba ayrıldı. Her gruptan ayrılan örneklerden bir gruba ($n=10$) termosiklus işlemi uygulanırken diğer gruba uygulanmadı (Şekil 3.9.).

Bu amaçla termosiklus uygulaması 5°C ve 55°C 'lık distile sularda 5000 döngü olacak şekilde İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan termosiklus cihazında (SULUBRIS A.Ş. Maltepe, İstanbul) uygulandı. Döngüler arası transfer zamanı 15 sn, her bir sıcaklıkta örneklerin bekleme süresi ise 30 sn'dir.



Şekil 3-9: Örneklerle termosiklus uygulaması

3.7. Deney düzeneğinin hazırlanması

Monolitik zirkonya ile indirek kompozit arasındaki bağlanma dayanımını belirlemek üzere, bağlantı bölgesinde makaslama kuvvetinin uygulanabilmesi için deney örneklerinin doğru ve standart konumlanmalarını sağlamak amacıyla ISO TR 11405 standartlarına uygun olarak deney düzeneği 2 parça halinde hazırlandı. Deney düzeneği paslanmaz çelik materyalinden 65mm/28mm/50mm/boyutlarında hazırlandı. Deney düzeneği içerisinde örneğin yerleşeceği boşluk 26mm çapında 52mm yüksekliğinde hazırlandı. Test cihazında yükün zirkonya ile indirek kompozit birleşimine

uygulanabilmesini sağlayabilmek amacı ile uç kalınlığı 1mm, uzunluğu 50mm olan metal kama hazırlandı (Şekil 3.10.).



Şekil 3-10: Deney düzeneği

3.8.Örneklerin akriliğe gömülmesi işlemi

Elde edilen tüm örnekler ortasında 8mm çaplı boşluk bulunan, 27mm çapındaki paslanmaz çelik halkalara pembe mum ile sabitlendi. Sonrasında halkaların üzerine deney düzeneğine uygun 26mm çapında 52mm yüksekliğinde paslanmaz çelik kalıplar yerleştirildi. Soğuk akrilik (SC self cure acrylic, Imicryl, İstanbul, Türkiye) üreticinin talimatlarına uygun olarak karıştırılarak kalıplara döküldü ve 8dk süre ile akriliğin polimerizasyonun tamamlanması beklendikten sonra örnekler kalıplardan ayrıldı(Şekil 3.11.).



Şekil 3-11: Örneklerin akriliğe gömülmesi işlemi

3.9.Örneklere makaslama yüklerinin uygulanması

Akriliğe gömülen örnekler makaslama kuvvetine dayanımlarının ölçülmesi için oluşturulan deney düzeneğinde, universal test cihazında (Mohr&Federhaff Universal 7079, Mannheim, Almanya) konumlandırıldı ve kama yardımıyla 0.5mm/dk hızıyla kırılarak makaslama kuvvetleri Newton cinsinden not edildi (Şekil 3.12.). Her bir örnekten elde edilen kuvvet değerlerine kamanın ağırlığı(500gr) Newton cinsinden eklendi ve yüzey alanına bölünerek, her örnek için Mpa cinsinden makaslama dayanımı değerleri elde edildi.



Şekil 3-12: Deney düzeneğinde örneklerin kırılması

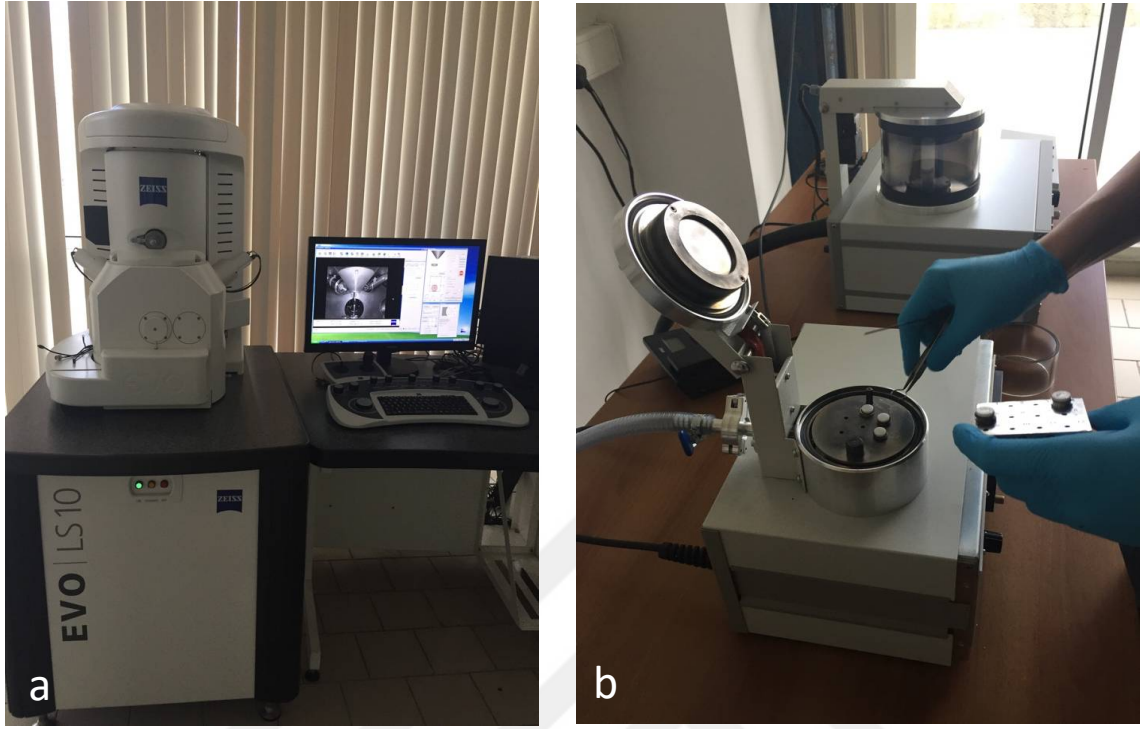
3.10.Örnek yüzeylerinde kırılma paternlerinin değerlendirilmesi

3.10.1.İşık mikroskobu ile örnek yüzeylerinin değerlendirilmesi

Kırılan tüm örneklerin kırılma paternlerinin tespiti için örnekler ışık mikroskobu (Olympus SZ 40, SZ-PT, Japonya) altında 10x büyütme ile incelendi. Örnekler kırılma paternlerine göre adeziv, koheziv veya adeziv-koheziv (mikst) kırılma olarak gruplara ayrılarak, not edildi.

3.10.2.Elektron mikroskobu ile örnek yüzeylerinin değerlendirilmesi

Kırılan yüzeyler detaylı yüzey incelemesi için scanning elektron mikroskopunda (SEM-Zeiss LS-10, İngiltere) değerlendirilerek örnek görüntüler alındı. SEM analizi Yıldız Teknik Üniversitesi Merkez Laboratuvarı'nda bulunan SEM cihazında gerçekleştirildi (Resim 3.13).İnceleme öncesi örnekler altın ile kaplanarak hazırlandı Örnekler yüzey görüntülerinin kırılma sonrası incelenmesi için x500 ve x1000 büyütmede incelendi. (Şekil 3.13).



Şekil 3-13: (a)Örneklerin inceleme öncesinde altınla kaplanması işlemi, (b)Zeiss LS10 scanning elektron mikroskopi

3.11.İstatistiksel analiz

Örneklerde her bir bağlantı ajanı için glazürün veya termosiklusun etkisini değerlendirmek açısından ortalama bağlanma dayanımı değerini karşılaştırmada Mann Whitney U testi kullanıldı. Glazür ve termosiklus varlığı veya yokluğuna göre oluşan dört grupta bağlanma dayanımı değerinin 5 farklı bağlantı ajanı arasında farklılık varlığı Kruskal Wallis testi ile karşılaştırıldı. Fark tespit edilen gruplarda post-hoc olarak grupların ikili karşılaştırmasında Mann Whitney U testi kullanıldı. p değerinin 0,05'ten küçük olması istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Tüm istatistiklerde SPSS 21.0 istatistiksel paket programı kullanıldı.

4. BULGULAR

Tüm örneklerin makaslama dayanımı değerleri Tablo 4.1’de verilmiştir.

Tablo 4-1: Tüm örneklerin dört farklı koşulda makaslama dayanım değerleri (MPa)

		TS +		TS -				TS +		TS -	
		G -	G +	G -	G +			G -	G +	G -	G +
G-Premio Bond	1	12,1	13,1	13,1	16,6	Z-Prime	1	8,6	11,8	11,6	11,8
	2	12,4	15,0	14,0	14,7		2	10,7	9,6	14,4	12,7
	3	13,6	12,3	12,7	16,3		3	8,0	9,3	9,0	11,9
	4	13,0	11,8	14,3	14,3		4	8,7	10,7	12,4	11,0
	5	11,4	14,6	14,1	17,8		5	8,9	8,4	12,7	11,9
	6	13,5	9,3	14,7	18,2		6	8,1	9,6	12,7	15,5
	7	13,4	10,6	12,9	14,5		7	10,2	9,2	9,7	16,0
	8	16,4	10,8	15,8	17,9		8	11,4	10,7	10,6	12,2
	9	14,5	14,6	14,3	13,9		9	8,1	11,0	15,5	16,6
	10	13,3	13,7	15,1	16,3		10	8,5	12,8	13,8	16,5
Signum Zirconia Bond	1	10,7	8,6	8,9	15,8	Clearfil Ceramic Primer	1	9,1	11,8	11,4	18,1
	2	10,5	9,4	11,7	12,2		2	8,9	14,0	8,9	12,4
	3	10,2	10,4	12,8	13,1		3	8,9	10,7	13,2	11,9
	4	10,9	10,9	9,6	14,0		4	6,7	15,0	10,4	16,0
	5	10,7	11,8	14,2	13,7		5	7,0	15,5	11,6	17,0
	6	9,0	13,3	12,7	13,6		6	9,9	10,1	10,6	11,9
	7	9,7	15,0	14,1	14,0		7	12,3	11,1	11,4	13,3
	8	9,4	12,2	12,2	15,3		8	6,6	8,5	12,5	11,7
	9	11,1	11,4	10,7	15,9		9	7,4	9,2	10,3	15,5
	10	10,2	11,8	13,5	13,8		10	9,3	7,6	12,8	14,2
Tokuyama Universal	1	12,0	8,5	14,7	18,2						
	2	12,1	14,3	14,1	15,5						
	3	10,0	10,6	14,2	18,1						
	4	11,4	12,3	13,2	15,1						
	5	11,4	11,0	16,2	15,0						
	6	11,7	13,2	15,7	16,0						
	7	9,2	9,8	12,7	16,2						
	8	11,4	11,6	13,6	15,7						
	9	10,1	14,5	13,6	17,1						
	10	11,7	16,2	11,7	16,6						

MPa: Megapascal; TS: Termosiklus; G: Glazür

5 farklı bağlantı ajanının makaslama dayanımı değerlerine yaşlandırma yapılan ve yapılmayan koşullarda (0 ve 5000 termosiklus) glazür uygulamasının etkileri ise Tablo 4.2’de özetlenmiştir. Glazür uygulamasının etkilerinin karşılaştırılmasında Mann

Whitney U testi kullanılmıştır. ZP hariç diğer tüm bağlantı ajanı türlerinde termosiklus yapılmayan grupta makaslama direncinde glazür uygulamasının direnci artırma yönünde anlamlı bir etkisi gözlenmiştir.

5000 termosiklus uygulanan grup içerisinde inceleme yapıldığında, glazür uygulaması yapılan TU, GP ve SZ hariç; ZP ve CCP bağlantı ajanlarında makaslama bağlantı direnci glazür uygulaması yapılmayan gruplara göre yüksek bulunmuştur.

Tablo 4-2: Termosiklus uygulanan veya uygulanmayan gruplardaki makaslama dayanımı değerlerine glazür uygulamasının etkileri

Bağlantı Ajanı Tipi	Makaslama Direnci (MPa)					
	Termosiklus (-)			Termosiklus (+)		
	Glazür(-)	Glazür(+)	<i>p</i>	Glazür(-)	Glazür(+)	<i>p</i>
GP	14,1±1,0	16,1±1,6	0,01	13,4±1,4	12,6±1,9	0,58
SZ	12,0±1,8	14,1±1,2	0,02	10,2±0,7	11,5±1,8	0,06
TU	14,0±1,3	16,3±1,1	0,001	11,1±1,0	12,2±2,4	0,35
ZP	12,2±2,0	13,6±2,2	0,25	9,1±1,2	10,3±1,4	0,03
CCP	11,3±1,3	14,2±2,3	0,003	8,6±1,8	11,3±2,7	0,02

MPa: Megapascal, GP: G-Premio Bond, SZ: Signum Zirconia Bond, TU: Tokuyama Universal Bond, ZP: Z-prime Plus, CCP: Clearfil Ceramic Primer Plus

Koyu olarak yazılan değerler $p < 0,05$ olarak bulunmuş ve anlamlı fark olduğu kabul edilmiştir.

5 farklı bağlantı ajanının zirkonya ve indirek kompozit arasındaki makaslama dayanımı değerlerine glazür uygulanan veya uygulanmayan gruplarda 5000 termosiklusun etkileri Tablo 4.3’de özetlenmiştir. Termosiklusun etkisini karşılaştırmada Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Glazür uygulanmayan gruptaki örneklerde GP hariç diğer tüm bağlantı ajanlarında 5000 termosiklus uygulaması makaslama dayanımında anlamlı bir azalmaya yol açmadığı, GP’de ise anlamlı bir değişim sağlanmadığı belirlenmiştir.

Glazür uygulanan grup içerisinde 5 bağlantı ajanında da 5000 termosiklus uygulamasının makaslama dayanımı değerlerinde anlamlı bir düşüşe yol açtığı izlenmiştir.

Tablo 4-3: Glazür uygulanan veya uygulanmayan gruptaki makaslama dayanımı değerlerine termosiklus uygulamasının etkileri

Makaslama Dayanımı (MPa)						
Bağlantı Ajanı Tipi	Glazür (-)			Glazür (+)		
	Termosiklus (-)	Termosiklus (+)	<i>p</i>	Termosiklus (-)	Termosiklus (+)	<i>p</i>
GP	14,1±1,0	13,4±1,4	0,16	16,1±1,6	12,6±1,9	0,002
SZ	12,0±1,8	10,2±0,7	0,02	14,1±1,2	11,5±1,8	0,002
TU	14,0±1,3	11,1±1,0	<0,001	16,3±1,1	12,2±2,4	<0,001
ZP	12,2±2,0	9,1±1,2	0,001	13,6±2,2	10,3±1,4	0,001
CCP	11,3±1,3	8,6±1,8	0,002	14,2±2,3	11,3±2,7	0,02

MPa: Megapascal, GP: G-Premio Bond, SZ: Signum Zirconia Bond, TU: Tokuyama Universal Bond, ZP: Z-prime Plus, CCP: Clearfil Ceramic Primer Plus

Koyu olarak yazılan değerler $p < 0,05$ olarak bulunmuş ve anlamlı fark olduğu kabul edilmiştir.

Glazür ve termosiklus uygulama durumuna göre oluşan 4 farklı koşulda bağlantı ajanlarının ortalama makaslama dayanımı değerlerinin birbirleri arasında kıyaslaması Kruskal Wallis testi ile yapıldığında glazür uygulanıp 5000 termosiklus uygulanan örnekler arasında anlamlı fark izlenmemiştir. Diğer üç koşulda ise gruplar arası fark olduğu izlenmiştir (Tablo 4.4).

Tablo 4-4: Dört farklı koşulda bağlantı ajanlarının ortalama makaslama dayanımı MPa değerleri arası fark varlığının incelenmesi sonuçları (*p* değerleri)

	Glazür +	Glazür -
Termosiklus +	0,15	<0,001
Termosiklus -	0,007	0,001

Koyu olarak yazılan değerler $p < 0,05$ olarak bulunmuş ve anlamlı fark olduğu kabul edilmiştir.

Farklı bağlantı ajanlarının 3 farklı koşuldaki farkları post hoc olarak Mann Whitney U testi ile ikili karşılaştırma şeklinde incelenmiştir (Tablo 4.5)

Tablo 4-5: Üç farklı koşulda bağlantı ajanlarının ortalama makaslama dayanımı değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları (*p* değerleri)

Bağlantı Ajanı	Bağlantı Ajanı	G-TS-	G+TS-	G-TS+	G+TS+*
GP	SZ	0,005	0,005	<0,001	
	TU	0,8	0,74	0,001	
	ZP	0,02	0,03	<0,001	
	CCP	<0,001	0,06	<0,001	
SZ	TU	0,02	0,002	0,04	
	ZP	0,91	0,44	0,02	
	CCP	0,25	0,91	0,007	
TU	ZP	0,043	0,02	0,003	
	CCP	<0,001	0,052	0,003	
ZP	CCP	0,28	0,48	0,74	

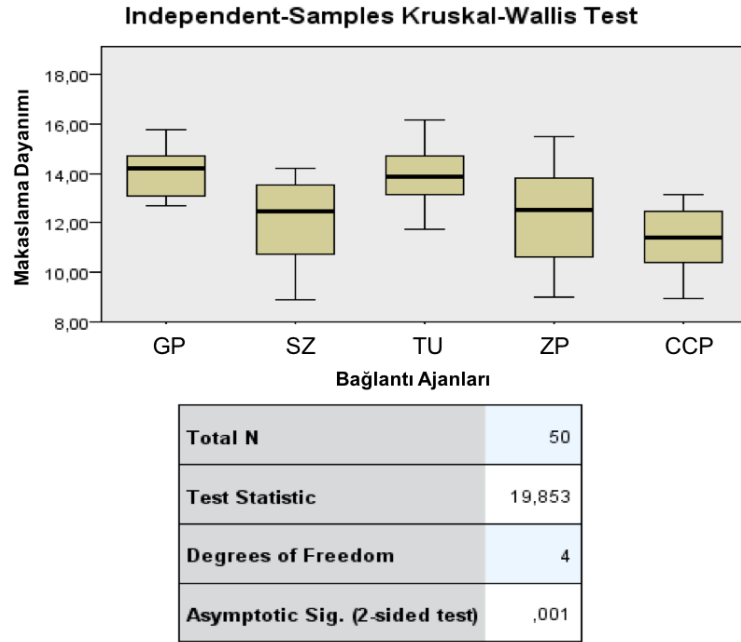
G+TS+ grubunda Kruskal-Wallis testi ile farklı ajanlar arasında anlamlı fark olmadığı saptanmıştır. Bu nedenle grupların ikili karşılaştırmasını yapmaya gerek kalmamıştır.

MPa:Megapascal, G:Glazür, TS:Termosiklus, GP:G-Premio Bond, SZ:Signum Zirconia Bond, TU:Tokuyama Universal Bond, ZP: Z-prime Plus, CCP:Clearfil Ceramic Primer Plus

Koyu olarak yazılan değerler $p < 0,05$ olarak bulunmuş ve anlamlı fark olduğu kabul edilmiştir.

Termosiklus yapılmayan ve glazür uygulanmayan grupta GP bağlantı ajanının ortalama makaslama dayanımı TU hariç diğer tüm bağlantı ajanlarından istatistiksel açıdan anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. TU bağlantı ajanı ise benzer şekilde GP hariç diğer 3 bağlantı ajanından da daha yüksek bir ortalama makaslama dayanımı göstermiştir. GP ve TU arasında ve kalan 3 bağlantı ajanının birbirleri arasında makaslama dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 4.6).

Tablo 4-6: Termosiklus yapılmayan ve glazür uygulanmayan grupların (TS- G-); makaslama dayanımlarının istatistiksel olarak karşılaştırılması

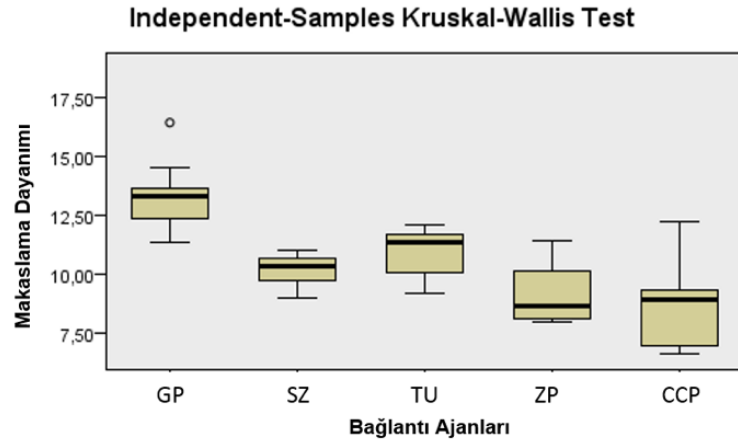


1. The test statistic is adjusted for ties.

G:Glazür, TS:Termosiklus, GP:G-Premio Bond, SZ:Signum Zirconia Bond, TU:Tokuyama Universal Bond, ZP: Z-prime Plus, CCP:Clearfil Ceramic Primer Plus

Termosiklus yapılmayan ve glazür uygulanan grupta bağlantı ajanları ikili olarak karşılaştırıldığında ise GP ve TU bağlantı ajanlarının, SZ ve ZP bağlantı ajanlarından ortalama makaslama dayanımı değerleri anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. Diğer bağlantı ajanlarının ikili karşılaştırmasında(SZ-CCP, SZ-ZP, TU-CCP, ZP-CCP, GP-TU, GP-CCP) ise anlamlı fark bulunmamıştır. (Tablo 4.7).

Tablo 4-7: Termosiklus yapılmayan ve glazür uygulanan grupların (TS- G+); makaslama dayanımlarının istatistiksel olarak karşılaştırılması



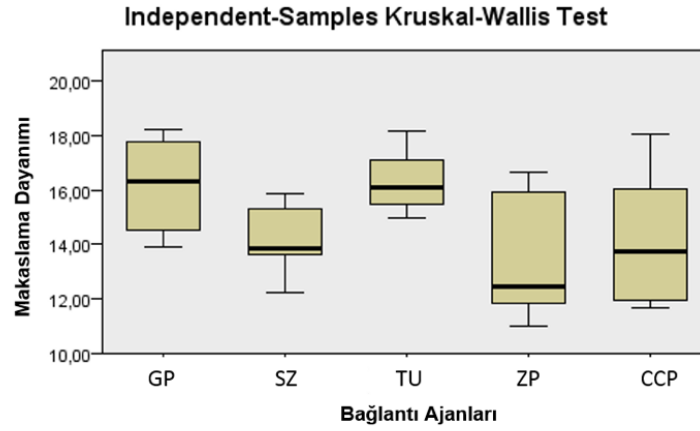
Total N	50
Test Statistic	32,058
Degrees of Freedom	4
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,000

1. The test statistic is adjusted for ties.

G:Glazür, TS:Termosiklus, GP:G-Premio Bond, SZ:Signum Zirconia Bond, TU:Tokuyama Universal Bond, ZP: Z-prime Plus, CCP:Clearfil Ceramic Primer Plus

5000 termosiklus uygulanan ve glazür uygulanmayan grupta ise bağlantı ajanlarının ikili karşılaştırmasında GP bağlantı ajanının diğer tüm bağlantı ajanlarından anlamlı olarak yüksek makaslama dayanımına sahip olduğu saptanmıştır. TU bağlantı ajanının ise GP'den düşük; fakat diğer 3 bağlantı ajanından anlamlı olarak yüksek makaslama dayanımına sahip olduğu gözlenmiştir. Kalan ajanlar arasında ise SZ bağlantı ajanının CCP ve ZP bağlantı ajanlarından anlamlı olarak yüksek bir makaslama dayanımına sahip olduğu CCP ve ZP arasında ise anlamlı fark olmadığı gözlenmiştir (Tablo 4.8).

Tablo 4-8: 5000 termosiklus uygulanan ve glazür uygulanmayan grupların (T+ G-); makaslama dayanımlarının istatistiksel olarak karşılaştırılması



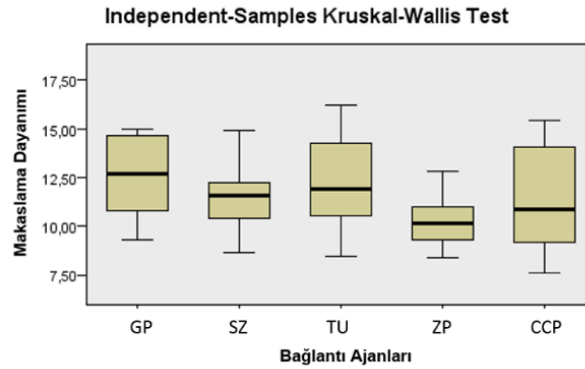
Total N	50
Test Statistic	14,032
Degrees of Freedom	4
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,007

1. The test statistic is adjusted for ties.

G:Glazür, TS:Termosiklus, GP:G-Premio Bond, SZ:Signum Zirconia Bond, TU:Tokuyama Universal Bond, ZP: Z-prime Plus, CCP:Clearfil Ceramic Primer Plus

Glazür uygulanıp 5000 termosiklus uygulanan örnekler arasında anlamlı fark izlenmemiştir (Tablo 4.9)

Tablo 4-9: Glazür uygulanıp 5000 termosiklus uygulanan grupların (T+ G+); makaslama dayanımlarının istatistiksel olarak karşılaştırılması



Total N	50
Test Statistic	6,743
Degrees of Freedom	4
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,150

1. The test statistic is adjusted for ties.
 2. Multiple comparisons are not performed because the overall test does not show significant differences across samples.

G:Glazür, TS:Termosiklus, GP:G-Premio Bond, SZ:Signum Zirconia Bond,
 TU:Tokuyama Universal Bond, ZP: Z-prime Plus, CCP:Clearfil Ceramic Primer Plus

Örneklerin kırılma işlemi sonrasında ışık mikroskobu ile kırılma paternleri incelendiğinde çıkan sonuçlar Tablo 4.10'da özetlenmiştir. Glazür uygulanmayan örneklerde termosiklus uygulanmadığında GP bağlantı ajanı uygulanan 1 örnekteki mikst tipte kırılma paterni dışında diğer tüm örneklerde adeziv kırılma paterni gözlenmiştir. Glazürsüz örneklere 5000 termosiklus uygulandığında ise tüm örneklerde adeziv kırılma paterni gözlenmiştir. Glazür uygulanan örneklerde termosiklus yapılmadığı durumda GP ve ZP bağlantı ajanlarındaki 1er örnekte gözlenen mikst kırılma paterni dışında diğer tüm örneklerde adeziv kırılma paterni gözlenmiştir. Bu glazürlü örneklere 5000 termosiklus uygulandığında ise GP ve TU bağlantı ajanlarındaki 1er örnekte gözlenen mikst kırılma paterni dışında diğer tüm örneklerde adeziv kırılma paterni gözlenmiştir. 200 örnekte toplamda 5 örnekte (%2,5) mikst kırılma paterni gözlenirken, hiçbir örnekte koheziv kırılma paterni gözlenmemiştir.

Tablo 4-10: Örneklerin kırılma paternleri

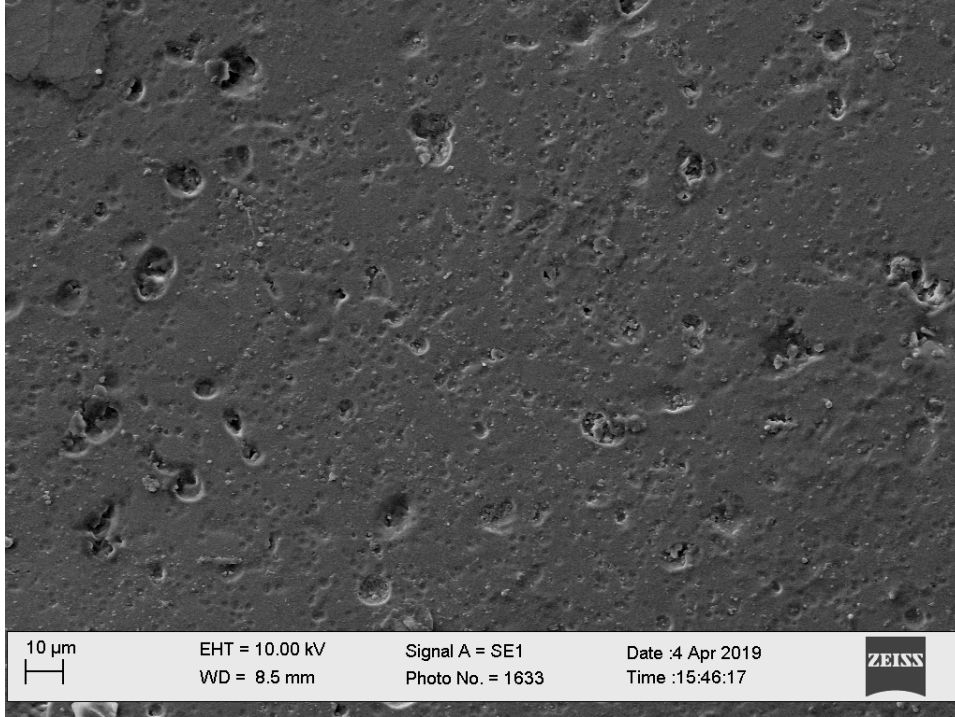
		Glazür -			Glazür +		
	Gruplar	A	AK	K	A	AK	K
0 termosiklus							
	GP	9	1	0	9	1	0
	SZ	10	0	0	10	0	0
	TU	10	0	0	10	0	0
	ZP	10	0	0	9	1	0
	CCP	10	0	0	10	0	0
5000 termosiklus							
	GP	10	0	0	9	1	0
	SZ	10	0	0	10	0	0
	TU	10	0	0	9	1	0
	ZP	10	0	0	10	0	0
	CCP	10	0	0	10	0	0

A: Adeziv kırılma paterni (zirkonya-indirekt kompozit arayüzünde kırılma olması)

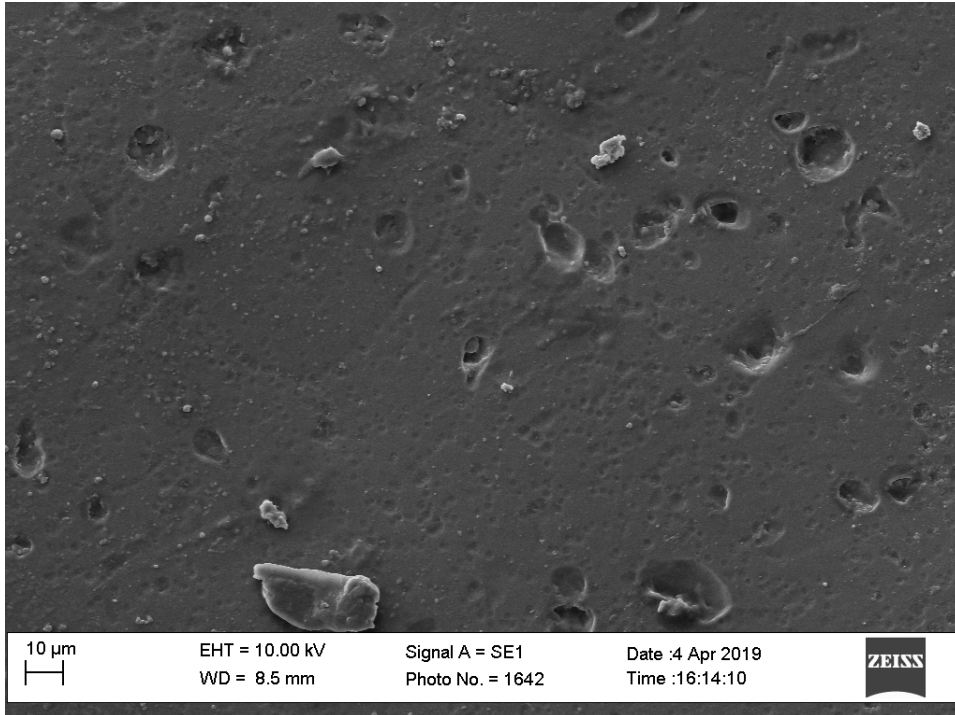
AK: Adeziv ve koheziv kırılma paternlerinin bir arada gözlenmesi

K: Koheziv kırılma paterni (indirekt kompozit veya zirkonya içerisinde kırılma olması)

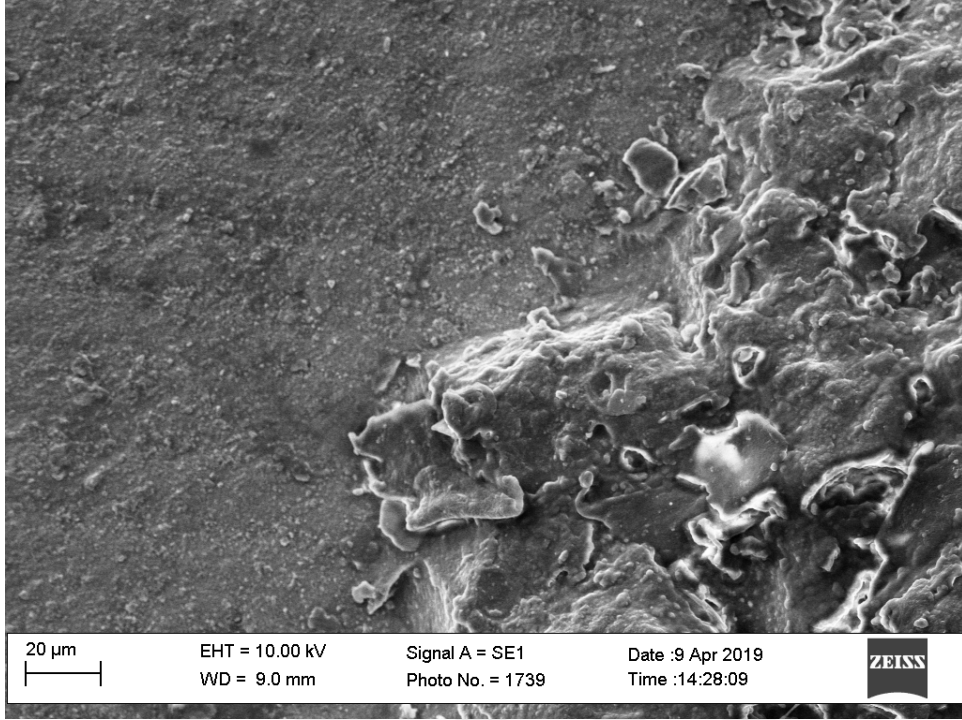
Kırılan örneklerin yüzeyleri Zeiss SL-10 SEM cihazında (Zeiss, İngiltere) x1000 büyütme ile incelendi. Kırılan örneklerde porselen+asitleme yapılan gruplarda kırılan yüzeylerde asitleme sonrası oluşan mikroporlar gözlemlendi (Şekil 4.1, 4.2). Adeziv-koheziv kırılma paterni gözlenen örneklere ait görüntülerde ise indirek kompozite ait kısım ve zirkonya üzerinde de kumlama veya glazür+asitleme işlemine ait pürüzlü yüzeyler birlikte gözlemlendi (Şekil 4.3, 4.4). Glazürsüz örneklerde ise total adeziv kırılma paternine ait kumlamamanın yarattığı pürüzlü yüzey gözlemlendi (Şekil 4.5, 4.6).



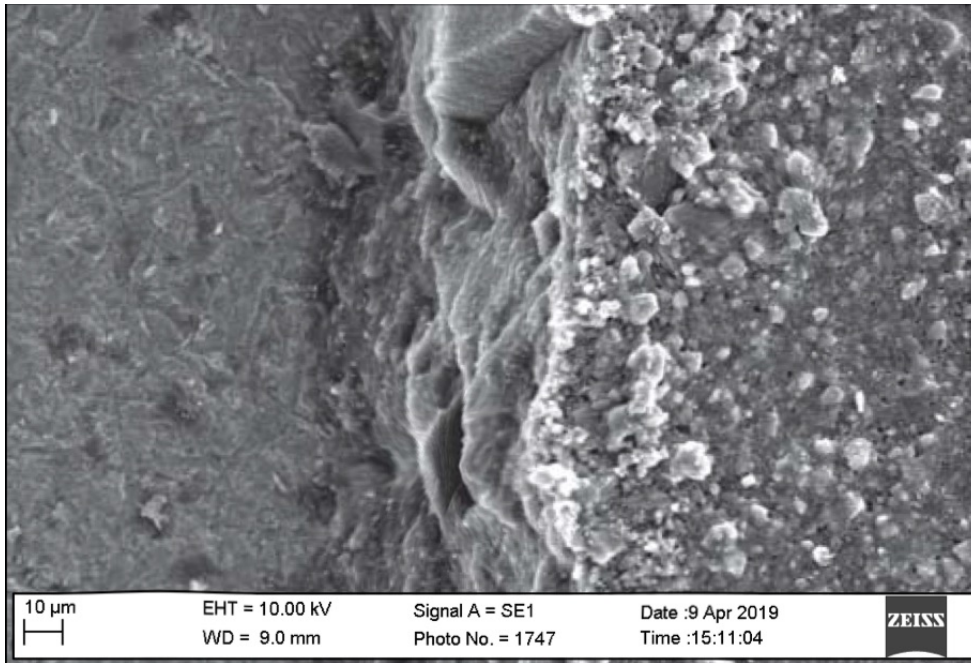
Şekil 4-1: Glazür uygulanmış örneklerde adeziv kırılma paterni izlenen Kırılma yüzeyinin 1000x büyütmede scanning elektron mikroskop görüntüsü. (Bağlantı ajanı: G-premio bond)



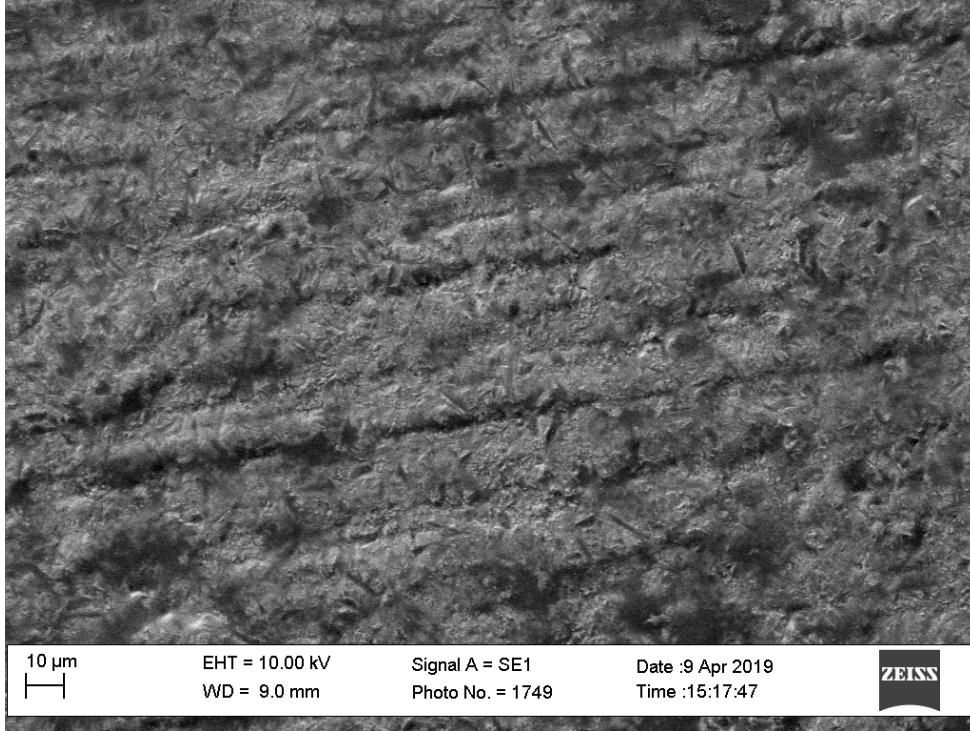
Şekil 4-2: Glazür ve termosiklus uygulanmış örneklerde adeziv kırılma paterni izlenen kırılma yüzeyinin 1000x büyütmede scanning elektron mikroskop görüntüsü. (Bağlantı ajanı: Z-prime plus)



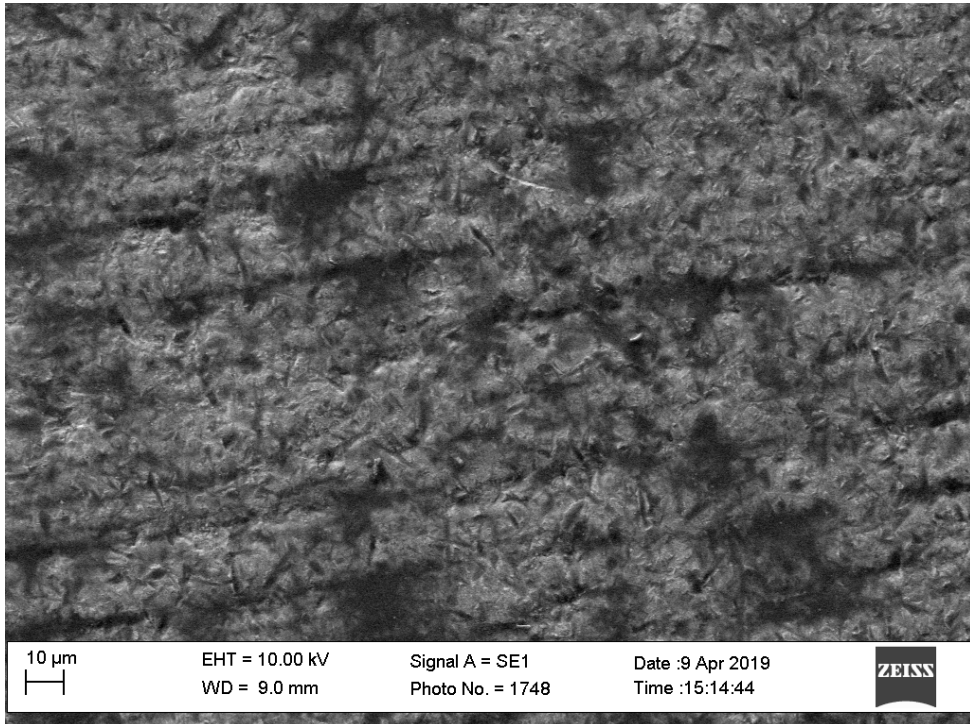
Şekil 4-3: Glazür uygulanmayan örneklerde adeziv-koheziv kırılma paterni izlenen kırılma yüzeyinin 1000x büyütmede scanning elektron mikroskop görüntüsü. (Bağlantı ajanı: G-premio)



Şekil 4-4: Glazür ve termosiklus uygulanmış örneklerde adeziv-koheziv kırılma paterni izlenen kırılma yüzeyinin 1000x büyütmede scanning elektron mikroskop görüntüsü. (Bağlantı ajanı: Tokuyama Universal)



Şekil 4-5: Glazür uygulanmamış örneklerde adeziv kırılma paterni izlenen kırılma yüzeyinin 1000x büyütmede scanning elektron mikroskop görüntüsü (Bağlantı ajanı: Signum Zirconia Bond)



Şekil 4-6: Glazür uygulanmamış, termosiklus uygulanmış örneklerde adeziv kopma yüzeyinin 1000x büyütmede scanning elektron mikroskop görüntüsü (Bağlantı ajanı: Clearfil Ceramic Primer)

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda, beş farklı bağlantı ajanının indirek kompozit ve %4-6 Y_2O_3 içeren monolitik zirkonya arasında oluşan makaslama bağlantı dayanımı değerlendirilmiştir. Aynı zamanda her bir bağlantı ajanının bağlanma dayanımına glazür uygulamasının etkisi araştırılmış ve yaşlandırma protokolü olarak her bir gruba 5000 termosiklus uygulanarak termosiklusun oluşan bağlantıların dayanımına olan etkisi de incelenmiştir.

Literatürde yer alan çalışmalarda, zirkonya altyapılı restorasyonların klinik uygulamadaki 3-5 senelik kısa süreli klinik kullanım sonuçlarının başarılı olduğu bildirilmektedir[43,44,141].Ancak zirkonya altyapılı porselen restorasyonu uygulamalarında zaman içerisinde meydana gelen fasette kırılma veya çatlama gibi mekanik sorunlardan ötürü alternatif arayışı doğmuştur. Yapılan çalışmalara göre doğal diş destekli zirkonya altyapılı restorasyonlarda %6-25 oranında üst yapı porseleninde kırılma ve çatlama görülürken [43–47] implant destekli protezlerde bu oran %10-40 değerlerine çıkmaktadır [1–4]. Üst yapı porseleninde meydana gelen bu çatlak ve kırılmaların sebepleri; üst yapı porseleninin kırılkan yapısı, yetersiz altyapı desteği, ısıl genişleme katsayısı farklılığı, bağlantı yetersizliği, zirkon altyapı ile porselen üst yapı arasına gelen istenmeyen makaslama kuvvetleri olarak sıralanmaktadır [48]. Zirkonya ve porselen arasındaki termal genişleme katsayısının farklılığı, soğutma sırasında stres dağılımına sebep olarak protezin mekanik güvenilirliğini etkilediği bildirilmektedir [142].

Yapılan çalışmalarda indirek kompozitin zirkonya altyapılı restorasyonlarda feldspatik porselene alternatif olarak kullanılabileceği gösterilmiştir [5,143]. İndirek kompozit materyallerin implant destekli zirkonya restorasyonlarda üstyapı malzemesi olarak, hibrit protezlerde tamir veya üst yapı materyali olarak kullanılabilmesi ile umut verici bir alternatif olarak öne sürülmektedir [5].

Çalışmamızda zirkonya altyapı materyali olarak %4-6 Y_2O_3 içeren monolitik zirkonya bloklar (Zirkonzahn Prettau Zirconia) kullanılmıştır. Zirkonya altyapı ve indirek kompozit veneer üstyapı bağlantısını araştıran çalışmalarda altyapı materyali olarak monolitik zirkonya blok kullanan yalnızca Sarı ve ark.'nın çalışmasına rastlanmıştır [144]. Ancak Sarı ve ark. çalışmalarında farklı yüzey işlemlerinin

bağlantıya etkisini araştırmışlardır. 2019 yılı itibarı ile taranan diğer zirkonya altyapı indirek kompozit veneer bağlantısı çalışmalarının tamamında ise zirkonya altyapı materyali olarak geleneksel zirkonyanın kullanıldığı görülmüştür. Çalışmamızda %4-6 Y_2O_3 içeren monolitik zirkonya blokları altyapı materyali olarak kullanmaktaki amacımız, monolitik zirkonya blokların geleneksel zirkonya bloklar ile benzer mekanik özellikte olması ancak multi-katmanlı ve daha estetik olmaları sebebiyle üst yapı altından yansımaları dolayısıyla klinik kullanımda estetik bir alternatif olmasıdır. Ayrıca literatürde %4-6 Y_2O_3 içeren monolitik zirkonya ile indirek kompozit bağlantısına farklı bondların etkisinin araştırıldığı çalışmalara rastlanmaması ve bu nedenle farklı altyapıların indirek kompozit ile bağlantılarının araştırıldığı çalışmalara ihtiyaç duyulması da monolitik zirkonya blokları altyapı materyali olarak kullanma sebeplerimizdendir.

Zirkonya üzerindeki yüzey işlemleri arasında en sık tercih edilen yüzey işlemi kumlama [145]. Zirkonyanın porselenle arasında olan bağlantı dayanımını kumlamanın arttırdığını [146–149] veya etkilemediğini [55,150] gösteren sonuçlar bildirilmiş olsa da, zirkonyanın indirek kompozitle olan bağlantı dayanımına kumlamanın yalnızca pozitif yönde etkisi olduğuna dair sonuçlar bildirilmiştir [151]. Kumlamanın yüzey pürüzlülüğünü artırması, zirkonya yüzeyini temizleyerek ve yüzey enerjisi ile ıslanabilirliğini artırarak ara yüzey adhezyonu sağlaması nedeniyle bağlantı dayanımını arttırdığı düşünülmektedir [152,153]. Ancak kumlama, olumlu etkilerinin yanı sıra zirkonya yüzeyinde hasarlar yaratma riski ve tetragonal fazı monoklinik faza döndürme etkisi nedeniyle zirkonyanın mekanik özelliklerini ve güvenilirliğini etkileyebilmektedir [154]. Aynı zamanda kumlama, restorasyonda kullanılan malzeme miktarında anlamlı bir kayıp da yaratarak restorasyon malzemesinin klinik adaptasyonunu uzun dönemde etkileyebileceği de gösterilmiştir [155]. Bu nedenle kumlamanın kontrollü bir şekilde uygun basınç ve uygun sürede yapılması gerekmektedir. Su ve ark, bu soru işaretlerini gidermek amacıyla kumlama işleminin farklı basınçlarda bağlantı dayanımına etkisini değerlendirmişler ve 0,2-0,4-0,6 MPa basıncındaki kumlamanın 0,1 MPa'dan daha üstün sonuçlar verdiğini göstermişlerdir [151]. Komine ve ark. ise 0,1-0,2-0,4-0,6 MPa basınç değerlerinin kendi aralarında karşılaştırıldığında zirkonya ve indirek kompozit arasındaki bağlantı dayanımına etkisinin olmadığını; 0,05 MPa basınç değerinin ise daha düşük bir bağlantı dayanımına neden olduğunu göstermişlerdir [156]. Kern ve ark. ise 0,05 MPa basınç değerinde

yapılan kumlamanın etkin bir bağlantı dayanımı sağladığını öne sürmüşlerdir [157]. Komine ve ark. 2015 yılında yaptıkları çalışmada bir önceki çalışmalarının aksine 0,1 MPa basınç değerinde kumlama yapmanın 0,2 MPa ve üzerindeki değerlere kıyasla daha düşük bir bağlantı dayanımı sağladığını göstermişlerdir. Farklı çalışmalarda farklı sonuçların bildirilmiş olması farklı cihazlarda farklı kumlama mesafelerinin kullanılmış olmasıyla ilişkilendirilebilir. Farklı sonuçlar çıksa da bildirilen değerler rehberliğinde, olası en güvenilir basınç değeri olarak çalışmamızda 0,2 MPa basınç değerinde kumlama uygulaması ile bağlantı dayanımını arttırmak ve kumlama nedeniyle ortaya çıkabilecek hasarlardan da uzak durmak hedeflenmiştir.

Hazırlanan zirkonya örnekleri, yüzeylerine bağlantı ajanı uygulanmadan önce diğer çalışmalarla benzer şekilde zirkonyaya ortasında 5 mm boşluk bulunan çift taraflı bant uygulanarak, bondların uygulanan 6 mm çapındaki indirek kompozit etrafına taşarak kalınlık yapmasının önüne geçilmesi hedeflenmiştir [6,158].

İndirek kompozit ile zirkonya arasındaki bağlantı dayanımını arttırmak amacıyla yapılan çalışmalarda; bağlantı ara yüzeyine bağlantı ajanı uygulamasının bağlantı dayanımını arttırdığı gösterilmektedir [6,158,159]. Literatürde farklı içeriğe sahip çeşitli jenerasyondaki bağlantı ajanlarının kullanımının zirkonya ve indirek kompozit arasındaki bağlantı dayanımına etkisi değerlendirilmiş olmakla birlikte, TU ve GP bağlantı ajanlarının etkisinin değerlendirildiği çalışmalara rastlanmamıştır. SZB, CCP ve ZP ise ortak MDP içerikleri nedeniyle sıklıkla tercih edilen bağlantı ajanlarındandır. TU ve GP bağlantı ajanlarını tercih etme sebebimiz ikisinin yeni çıkan 8. jenerasyon ve universal bağlantı ajanı olmaları, GP bağlantı ajanında MDP dışında da fosfat içerikli ilave moleküllerin bulunması, TU bağlantı ajanında ise MAC-10 ve 3D-SR monomeri(fosforik asit monomeri) bulunmasıdır. Bu sayede bağlantı ajanlarındaki MAC-10 ve 3D-SR içeriğinin veya ilave fosfat içerikli molekül içeren bağlantı ajanı kullanımının zirkonya ve indirek kompozit arasındaki bağlantı dayanımına olan etkisinin de değerlendirilmesi hedeflenmiştir. GP ve TU bağlantı ajanlarının çalışmamızda diğer kullanılan 3 bağlantı ajanından farklı olarak mine ve dentinde de kullanım endikasyonu bulunmaktadır. Diğer üç bağlantı ajanının ise sadece dental materyaller üzerinde kullanım alanı bulunmaktadır.

Termosiklus uygulaması ve su içerisinde bekletme in vitro yaşlandırmada en yaygın kullanılan yöntemlerdir. Wegner ve ark. termosiklus ile yaşlandırmanın, ağız içi simülasyonunda çok daha etkin bir yöntem olduğunu göstermişlerdir [160]. Ayrıca

termosiklus, reçine-seramik bağlantılı örneklerin adeziv ara yüzeylerine su penetrasyonuna karşı dayanıklılığını test etmek için de kullanılabilmektedir [7].Gale ve ark. 10000 termosiklusun in vivo olarak 1 yıla karşılık geldiğini öne sürmüşlerdir [161]. Çalışmamızda 5000 termosiklus uygulamasıyla yaklaşık 6 aylık bir kullanımın ortaya çıkaracağı sonuçlar incelenmiştir.

İndirek kompozit - zirkonya ara yüzeyine uygulanan silika bazlı seramik kaplamayı (glazür uygulama) takiben yapılan silanizasyon işlemi ile ikisi arasındaki bağlantı dayanımının etkin bir şekilde arttırılabileceği gösterilmiştir [108,109]. Fushiki ve arkadaşları silan ve opak materyal kullanımının indirek kompozit ve feldspatik porselen veneerli zirkonya arasındaki bağlantı dayanımını arttırdığını belirlemişler ve klinik olarak etkili bağlantı elde etmek için zirkonya altyapılarda yüzeyin feldspatik porselen ile kaplamasını önermişlerdir [6]. Çalışmamızda örneklerin yarısına glazür ve sonrasında HF uygulanarak, glazürün bağlantı dayanımına etkisi araştırılmıştır.

Çalışmamızda zirkonya indirek kompozit bağlantısında beş farklı bağlantı ajanı uygulamasında termosiklus uygulanmayan ZP ve termosiklus uygulanan GP, TU, SZB hariç tüm gruplarda (hem termosiklus uygulanan hem de termosiklus uygulanmayan) glazür uygulamanın bağlantı dayanımını arttırdığı gözlenmiştir. Fushiki ve ark. yaptıkları çalışmada indirek kompozit ile zirkonya arasındaki bağlantı için glazür uygulamasının, dört farklı bağlantı ajanının ve 20.000 termosiklusun etkisini incelemişlerdir. Bizim çalışmamızın sonuçlarına benzer şekilde; glazür uygulanan grupların glazür uygulanmayan gruplara göre daha yüksek bir bağlantı dayanımına sahip olduğunu göstermişlerdir [6].

Glazür uygulaması, ZP grubu hariç tüm gruplarda termosiklustan bağımsız olarak bağlantıyı anlamlı derecede arttırmıştır. Ancak termosiklus glazürden bağımsız olarak GP'nin glazür uygulanmayan grubu hariç tüm gruplarda bağlantı dayanımını anlamlı miktarda düşürmüştür. Bu açıdan değerlendirildiği zaman; bağlanma dayanımını içeren çalışmalarda termosiklusun mutlaka yer alması gerekliliği ortaya çıkmaktadır.

Çalışmada yer alan bağlayıcı ajanlarda glazürün bağlanma değerleri üzerine etkisi incelenirse; GP'de glazür bağlantıyı anlamlı miktarda arttırmaktadır. Termosiklus glazürlü grupta bağlantıyı anlamlı miktarda düşürmektedir. Glazür anlamlı artışa sebep olmakla birlikte termosiklus sonrası glazür uygulanmayan değerler ile benzerdir ve sayısal olarak glazür uygulanmayan grupta bağlanma değeri daha yüksektir.

Termosiklus sonrası verilerin klinik ortamı daha çok yansıttığı düşünülürse, elde edilen bu bulgular glazür uygulanmasının GP'nin bağlanma dayanımına katkı sağlamayacağını göstermektedir. TU'da glazür bağlantıyı anlamlı miktarda arttırmaktadır. Termosiklus glazürlü grupta bağlantıyı anlamlı miktarda düşürmektedir. Glazür anlamlı artışa sebep olmakla birlikte termosiklus sonrası glazür uygulanmayan değerler ile benzerdir ve sayısal olarak glazür uygulanmayan grupta bağlanma değeri daha yüksektir. Elde edilen bu bulgular glazür uygulanmasının TU'nun bağlantı dayanımına katkı sağlamayacağını göstermektedir. SZ'nin sonuçları da GP ve TU ile benzer olarak, glazür uygulaması bağlantı dayanımını arttırmıştır ancak termosiklus glazürlü grupta bağlantıyı anlamlı miktarda düşürmektedir. Bu bulgular ışığında glazür kullanımının SZ 'de de bağlantı dayanımına katkı sağlamayacağı düşünülmektedir. ZP'de glazür, makaslama bağlantı dayanımında bir artışa sebep olmamıştır ancak termosiklus uygulaması sonrası bağlantı dayanımında anlamlı bir artışa neden olmuştur. Termosiklus glazürlü grupta bağlantıyı anlamlı miktarda düşürmektedir. Bu veriler ışığında termosiklus sonrası verilerin klinik ortamı yansıttığı göz önüne alınırsa, ZP bağlantı ajanı kullanımı öncesi zirkonya yüzeyine glazür uygulaması bağlantı dayanımını arttırmaktadır ve glazür uygulaması önerilebilir. Son olarak CCP bağlantı ajanında glazür bağlantıyı anlamlı miktarda arttırmaktadır. Termosiklus glazürlü grupta bağlantıyı anlamlı miktarda düşürmektedir. Termosiklus sonrası da glazür bağlanma dayanımını anlamlı olarak arttırmaktadır. Bu veriler ışığında CCP'de glazür kullanımı önerilebilir.

Glazürün etkinliğini araştırmak amacıyla ayrıca silan uygulamasının yer alacağı çalışmalar yapılabilir.

Termosiklus uygulanan gruplardan glazür uygulanmayan örneklerde GP hariç tüm örneklerde bağlantı dayanımında azalma izlenirken, glazür uygulanan grupta ise tüm bağlantı ajanı gruplarında bağlantı dayanımında azalma gözlenmiştir. Bu durum oluşturulan bağlantıların in vivo ortamda süreç içerisinde dayanımlarının azalabileceğine işaret etmektedir. Buna rağmen özellikle glazür uygulanan grupta termosiklus uygulaması sonrasında dahi bağlantı dayanım değerleri ortalaması klinik olarak anlamlı kabul edilen 10-13 MPa arasında seyretmektedir. Fakat Komine ve ark.'nın yaptığı çalışmada 100000 termosiklus uygulaması sonrası CCP ve Porcelain Liner M Liquid A (PLA, Sun Medical) dışındaki diğer bağlantı ajanlarının bağlantı dayanımında azalma gözlemlenemediklerini bildirmektedirler [7]. CCP uygulanan örneklerde termosiklus sonrası bağlantı dayanımında azalma olması çalışmamızla

uyumlu bulunurken diğer bağlantı ajanlarında termosiklus sonrası azalma olmamasını araştırmacılar PLA'da MDP yerine 4-MET monomerinin yer almasını öne sürmüşlerdir. Ancak MDP içeriği olan CCP'deki düşüşün sebebine açıklık getirmemişlerdir. Bizim çalışmamızda termosiklus, glazürsüz GP örnekleri hariç glazürlü/glazürsüz tüm bağlantı ajanlarının bağlanma dayanımlarını istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşürmektedir. Tüm bağlantı ajanları glazür ve termosiklus varlığında birbirleriyle istatistiksel olarak benzer bağlanma dayanımları göstermişlerdir. Bununla birlikte termosiklus uygulanan şartlarda ZP ve CCP uygulanan glazürsüz örneklerin bağlantı dayanımı değerleri eşik değerinin altında kalmıştır. Bu durum GP bağlantı ajanında birden fazla fosfat monomeri içeriği olması ile açıklanabildiği gibi, GP bağlantı ajanının MDP içeriğinin zirkonya için uygun konsantrasyonda olması ile ya da MDP'nin kimyasal afinitesinde etkili farklı çözücülerin kullanılması ile ortaya çıktığı düşünülebilir. Ancak tam bir açıklama getirebilmek için analitik çalışmalara ihtiyaç vardır. Chen Y. ve arkadaşları 2017 yılında yaptıkları bir çalışmada farklı konsantrasyonlarda MDP içeren primerlerin metakrilat reçine ve Y-TZP arasındaki bağlantıya etkisini incelemişlerdir. %5 lik grupta en düşük bağlantı kuvveti izlenirken, en ideal bağlantı kuvveti %10'luk MDP konsantrasyonunda incelenmiştir. %10 konsantrasyon sonrası bağlantı direncinde ise anlamlı bir fark bulunmadığı bildirilmiştir [162].

Zirkonya yüzeyine uygulanan veneer malzemeleriyle arasındaki bağlantı dayanımının klinik olarak kabul edilebilir eşik değerinin ne olduğuna dair net bir veri olmasa da yapılan çalışmalar bu verilerin 10-13 MPa arasında olabileceğini göstermektedir [163]. Bizim çalışmamızda da değerler 8,6-16,3 MPa arasında değişmektedir. 4 farklı koşulda da genel veriler değerlendirildiğinde GP ve TU bağlantı ajanlarının bağlantı dayanımlarının daha yüksek olduğu görülmektedir. Termosiklus uygulanmadığı şartlarda glazür, ZP hariç tüm bağlantı ajanlarında istatistiksel açıdan anlamlı bir artış sağlamıştır. Termosiklusun uygulandığı şartlarda ise glazür 0,05 düzeyinde sadece ZP ve CCP'de anlamlı bir artış sağlamıştır. Bu değerler, ağız ortamında, nem ve farklı derecelerde sıcaklık varlığı göz önünde tutulursa, bağlantı ajanlarının termosiklus şartlarında sergiledikleri değerlere göre sonuca varmak daha sağlıklı olacaktır. Buradan hareketle, ZP ve CCP tercihinde monolitik zirkonya yüzeyine glazür uygulandığı takdirde bağlantı gücünü arttıracaktır. İçeriklerine bakıldığı zaman diğer bağlayıcı ajanlarda çözücü olarak aseton yer alırken sadece ZP ve CCP'de etanol yer almaktadır. Etanol varlığının etkisi ile ilgili ayrıca çalışmalar yapılması

ihtiyacı görülmektedir. Ayrıca termosiklus şartlarında glazür uygulanmayan örneklerde belirlenen bağlantı değerleri literatürde eşik değeri olarak verilen 10-13 MPa değeri altında yer almıştır. SZ ve TU'da nem ve sıcaklık varlığında bağlantı dayanımı artmakla birlikte, bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. GP'de ise glazür uygulaması istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte bağlanma dayanımında azalmaya neden olmuştur. Glazür termosiklus uygulanmayan gruplarda TU ile birlikte anlamlı yükselme sağlarken, termosiklus varlığında benzer bağlanma değeri sergilemiştir.

Çalışmamızda yer alan bağlayıcı ajanlar GP ve TU dış dokularını ve dış hekimliği materyallerini içeren geniş kullanımlı 8. Jenerasyon olarak ifade edilen bileşimler ile, sadece dış hekimliği materyalleri ile kullanımı önerilen SZ, ZP ve CCP'den oluşmaktadır. Elde edilen verilere göre; GP glazürsüz ve termosiklus varlığında tüm materyallerden anlamlı miktarda daha yüksek bağlanma dayanımı sağlamaktadır. TU ise GP'den sonra diğer ajanlardan anlamlı olarak yüksek bağlanma değerine sahiptir. Tamir amaçlı veya dış hekimliği materyalleri ile kompozit reçine bağlantısında önerilen SZ, ZP ve CCP ise universal bağlantı ajanlarından anlamlı olarak düşük değerler göstermiştir. Bu bulgular ışığında; 8. jenerasyon bonding ajanlarının %4-6 Y_2O monolitik zirkonya ile kompozit bağlantısında tamir amaçlı ajanlar gerektirmeden (SZ, ZP, CCP) güvenle kullanılabileceklerini göstermektedir. Glazürün silan varlığında bağlantıya olan etkisinin ise ayrı bir çalışma ile değerlendirilmesi gerekmektedir.

Yapılan çalışmalarda fosfat monomer (MDP) ve silan içerikli bağlantı ajanlarının, makaslama bağlantı dayanımlarının MDP ve silan içermeyen gruplara kıyasla yüksek olduğu belirtilmiştir. GP bağlantı ajanının içeriğinde diğer bağlantı ajanlarından farklı olarak silikanın var olması bu bağlantı ajanının uygulandığı gruplarda, glazür ve sonrasında HF uygulandığında daha iyi bir asitlenme ile daha yüksek bir bağlantı dayanımı sağlamış olabilir. Ayrıca bu bağlantı ajanının içeriğinde birden fazla çeşitte fosfat monomerinin olması da bağlantı dayanımının daha yüksek olmasını sağlayan diğer bir faktör olarak düşünülebilir. Bir diğer faktör ise MDP ve initiatorın birlikte bulunduğu bağlantı ajanların diğer bağlantı ajanlarından daha yüksek bağlantı dayanımı sağladığını öne süren Komine ve ark.'nın yaptığı çalışmada olduğu gibi [7] MDP ve initiatorın GP bağlantı ajanı içeriğinde birlikte bulunması da olabilir. Llerena-Icochea ve ark. yaptıkları çalışmada bağlantı ajanı içeriğindeki MDP konsantrasyonunun bağlantı dayanımı ile pozitif korelasyon gösterdiğini

gözlemlemişlerdir [164]. Üretici firmalar bağlantı ajanlarının içeriklerindeki MDP konsantrasyonlarını açıklamamış olmaları nedeni ile sonuçlar ile ilgili sağlıklı varsayımlar yapmak olası değildir. Sebebi net olarak belirleyebilmek için, içeriklerinin ve etkileşimlerinin yer aldığı ayrı araştırmaların yapılması gerekmektedir.

Ural ve ark. yaptıkları çalışmada SZB'nin reçine siman ile olan bağlantı dayanımının temelini MDP içeriğinden ziyade, sahip olduğu metil metakrilat monomerlerinin reçine simandaki metakrilat ile kurduğu primer bağlantı ile olduğunu öne sürmüşlerdir [165]. Komine ve ark. yaptıkları çalışmada zirkonya indirek kompozit arasındaki bağlantı dayanımının BPDM içerikli bir bağlantı ajanı olan All Bond 2 Primer B kullanıldığında daha düşük olduğunu göstermişlerdir [143]. Yaptığımız çalışmada da MDP'nin yanında BPDM içeriği olan Z-prime bağlantı ajanı düşük bağlantı dayanımı göstermiştir.

Reçine sistemlerinde en sık kullanılan ajanlar akrilat molekülleridir. Akrilat moleküllerinin sıklıkla tercih edilmesindeki en önemli sebep kolaylıkla radikal polimerizasyon reaksiyonuna girmeleri, kokusuz ve renksiz olmalarıdır [166]. Akrilat ve akrilatın bir metil grubu eklenmiş hali olan metakrilat molekülleri arasındaki en önemli fark akrilat molekülünde yer alan çift bağ nedeniyle çok daha reaktif olmasıdır [167]. Bu nedenle biyouyumluluk ve kısa raf ömrü sıkıntıları mevcuttur. Bunun yanı sıra metakrilat molekülleri oksijen inhibisyonuna daha duyarlıdır [168]. Hem metakrilat hem de akrilat molekülleri içeriklerindeki ester molekülünün su ile degradasyonuna karşı duyarlıdır [169]. Metakrilat türevi olan Bis-GMA ve UDMA dimetakrilat molekülleri de bağlantı ajanlarının içerisinde yaygın olarak çapraz bağ oluşturma etkilerinden dolayı kullanılmaktadırlar. Her ikisi de hidrofobik özellik göstermektedir. Bu özellik bu moleküllerin suyu az emip polimerizasyon sonrasında da renk değişikliğinin daha az olmasını sağlarlar. Ancak yine de içeriklerindeki polar eter bağları ve hidroksil grupları nedeniyle bir miktar su emilimi kaçınılmazdır. Bis-GMA moleküllerinin su emme oranı UDMA moleküllerinden daha yüksek orandadır [170]. İndirek kompozit içerisinde de bulunan UDMA, bağlantı ajanlarında bulunan metakrilat molekül çeşitleriyle (metil metakrilat, Bis-GMA, UDMA) çapraz bağ oluşturarak bağlantı dayanımını artırma etkisi yaratabilmektedirler [166]. Bu etki de bağlantı ajanlarının zirkonyayı indirek kompozite bağlamasında belli bir eşik değerin üzerine çıkılmasına katkı sağlamaktadır. Çalışmamızda kullanılan tüm bağlantı ajanlarının içeriğinde bu nedenle metakrilat türevi moleküller yer almaktadır.

Yang ve ark. yaptıkları çalışmada asetonun reçine siman ve zirkonya arasındaki bağlantı dayanımını arttırdığını göstermişlerdir. Bunu da seramik yüzeyin ıslanabilirliğini arttırarak yaptığını ileri sürmüşlerdir [171]. Bağlantı ajanları içerisinde su ve etanol gibi bir çözücü olarak kullanılan aseton hem polar hem de apolar bileşikler çözöbilmesi ve etanolden 4 kat yüksek buhar basıncı en büyük avantajlarıdır. Bu nedenle sıklıkla bağlantı ajanlarının içeriğinde tercih edilmektedir [166].

MDP monomeri Kuraray (Osaka, Japonya) firması tarafından sentezlenmiş patentli üründür. Suda çözününce iki proton oluşturan dihidrojenfosfat grubu nedeniyle bu monomer esas olarak etching için kullanılır [172]. 10-MDP monomeri, hem suda çözünen hem de suda çözünmeyen fonksiyonel gruplar içerir. Bir uca hidroforbik metakrilat grup; metakrilat temelli restoratif materyal ve simanlar ile kimyasal bağlantı kurma kapasitesindeyken diğör uca hidroforbik polar fosfat grubu ile diğ dokuları, metaller ve zirkonya ile kimyasal bağ kurma kapasitesindedir. Yapısal olarak sahip olduğı uzun karbonil zinciri nedeniyle oldukça hidroforbiktir. Bu nedenle bu molekül için en uygun çözücüler etanol ve asetondur. Sudan uzak duracağı için bu özelliğı bu monomerin hidrolize karşı da görece stabil olmasını sağlamaktadır. Tüm bu özellikleri nedeniyle günümüz bağlantı ajanlarında en çok tercih edilen monomerlerden biri olmuştur. Chen ve ark. 2017 yılında yaptıkları çalışmada 10-MDP'nin farklı molekül yapılarının ve farklı çözücülerin 10-MDP'nin Y-TZP üzerine kimyasal afinitesi üzerine etkisini araştırmışlardır. 10-MDP'nin kimyasal afinitesinin çözücü bağımlı olduğunu ve en etkin bağlanma değeriinin sırasıyla aseton, etanol ve suda olduğunu belirtmişlerdir [162]. GP ve TU bağlantı ajanlarının değeriinin tüm gruplarda diğör gruplara kıyasla yüksek çıkması ikisininde çözücüsünün aseton olması olabilir. Ancak bu konuda daha detaylı yapılacak çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Bizim çalışmamızda kullandığımız TU bağlantı ajanı dışındaki tüm bağlantı ajanlarında MDP içeriğı bulunmaktadır. [173]. Yun ve ark. Y-TZP ve reçine siman bağlantısına farklı metal primerlerinin etkisini incelemişlerdir. MDP içeren ajanların bağlantı değeriini MAC-10 ve 4-META içerenlerden daha yüksek bulmuşlardır. Bunun sonucunda fosfat monomerleri olan MDP'nin karboksilat monomerleri olan MAC-10 ve 4-META'dan üstün olduğunu bildirmişlerdir [174]. Bu da çalışmamızda gözlemlediğimiz üzere MDP içerikli GP bağlantı ajanının glazür uygulanmadan termosiklus uygulama yapıldığında MAC-10 içerikli TU bağlantı ajanına kıyasla daha yüksek bir bağlantı dayanımına sahip olmasını açıklayabilir. Ancak bunun aksine TU bağlantı ajanının MDP içerikli diğör üç bağlantı

ajanından termosiklus uygulanıp glazür uygulanmadığında daha yüksek bağlantı dayanımına sahip olması MDP ve MAC-10 fonksiyonel monomerleri dışında başka etkenlerin de bağlantı dayanımında etkisi olduğunu düşündürmektedir. Bu durum MDP'nin kimyasal afinitesini etkileyen çözücü farklılığı, MDP'nin konsantrasyonu veya MDP ile birlikte kullanılan farklı monomerler ile ilişkili olabilir. Buna ilave olarak, MAC-10'un MDP'den daha hidrofobik ve hidrolitik olarak daha stabil olduğu bilinmektedir [166]. Bu durum da aslında TU bağlantı ajanının termosiklus sonrası diğer bağlantı ajanlarından daha yüksek bir bağlantı dayanımına sahip olmasını açıklayabilir.

Adeziv kırılma paterninin bu denli sık izlenmesi zirkonya indirek kompozit arasındaki bağlantıda bir yönde problem düşündürmektedir. Bu da aslında daha çok indirek kompozitin düşük ıslanabilirliğiyle açıklanabilir. Daha yüksek bağlantı dayanımına sahip bağlantılar oluşturulduğunda ise, Kitayama ve ark. tarafından zirkonya ile paslanmaz çelik blokların reçine simanla bağlandığı çalışmada bazı gruplarda %100 koheziv kırılma paternleri dahi gözlenmiştir [109]. Bu tarz bir koheziv kırılma paterni sıklığı bağlantıların kuvvetli oluşuna işaret eder. Termosiklustan bağımsız olarak grupların neredeyse tamamında yalnızca adeziv kırılma paterni izlenmiş olup hiçbir grupta koheziv kırılma paterni izlenmemiştir. Shimoe ve ark. da zirkonya ve indirek kompozit arasındaki bağlantı dayanımına uygulanan kumlamanın süresinin ve ısı uygulamanın etkisini değerlendirmek üzere yaptıkları çalışmada bizim çalışmamızın sonuçlarına benzer şekilde örneklerin büyük çoğunluğunda adeziv kırılma paterni gözlemişlerdir [175]. Zirkonya indirek kompozit arasındaki bağlantının değerlendirildiği diğer çalışmalarda da benzer şekilde örneklerin tamamına yakınında adeziv kırılma paterni gözlemlendiği bildirilmiştir [156,176–178].

6.SONUÇLAR

Çalışmanın kendi şartları içinde kullanılan materyaller ile elde edilen sonuçlar şu şekilde sıralanabilir;

Bağlayıcı ajan ile birlikte bağlanma dayanımını değerlendiren çalışmalarda, termosiklus uygulaması mutlaka yer almalıdır.

Glazür uygulaması GP, TU, SZ bağlantı ajanlarının etkinliği üzerinde anlamlı bir etkiye sahip değildir.

Glazür uygulaması ZP ve CCP bağlantı ajanlarının bağlanma dayanımlarını anlamlı düzeyde arttırmaktadır.

Glazür varlığının bağlantı ajanlarının bağlanma dayanımı üzerindeki etkinlikleri silan uygulaması ile birlikte ayrıca değerlendirilebilir.

Diş hekimliği materyalleri ve diş dokuları ile reçine kompozitlerin bağlantısında 8. jenerasyon bağlayıcı ajanlar (çalışmada yer alan GP ve TU) tamir amaçlı bağlayıcı ajanlar olmadan güvenle kullanılabilirler.

8. jenerasyon bağlayıcı ajanlar (GP, TU) diş hekimliği materyalleri ile kompozit reçine bağlantısında önerilen ajanlardan (SZ, ZP, CCP) istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma değeri sağlamaktadır.

GP diğer bağlayıcı ajanlardan istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma dayanımı sağlamaktadır.

Tüm bağlayıcı ajanlarda adeziv başarısızlık gözlenmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] 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.
- [2] Nothdurft FP, Pospiech PR. Zirconium Dioxide Implant Abutments for Posterior Single-Tooth Replacement: First Results. *J Periodontol* 2009;80:2065–72. doi:10.1902/jop.2009.090274.
- [3] Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CHF, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:4–31. doi:10.1111/j.1600-0501.2009.01787.x.
- [4] Larsson C, Vult von Steyern P. Five-year follow-up of implant-supported Y-TZP and ZTA fixed dental prostheses. A randomized, prospective clinical trial comparing two different material systems. *Int J Prosthodont* n.d.;23:555–61.
- [5] 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* 2009;40:545–51.
- [6] 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;16:1401–11. doi:10.1007/s00784-011-0641-9.
- [7] Komine F, Kobayashi K, Blatz MB, Fushiki R, Koizuka M, Taguchi K, et al. Durability of bond between an indirect composite veneering material and zirconium dioxide ceramics. *Acta Odontol Scand* 2013;71:457–63. doi:10.3109/00016357.2012.696686.
- [8] Taguchi K, Komine F, Fushiki R, Blatz MB, Kamio S, Matsumura H. Fracture resistance of single-tooth implant-supported zirconia-based indirect composite-layered molar restorations. *Clin Oral Implants Res* 2014;25:983–91. doi:10.1111/clr.12199.
- [9] Ciftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*

- n.d.;15:571–82.
- [10] Conserva E, Menini M, Tealdo T, Bevilacqua M, Ravera G, Pera F, et al. The use of a masticatory robot to analyze the shock absorption capacity of different restorative materials for prosthetic implants: a preliminary report. *Int J Prosthodont* n.d.;22:53–5.
 - [11] ABOUSHELIB M, DEJAGER N, KLEVERLAAN C, FEILZER A. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005;21:984–91. doi:10.1016/j.dental.2005.03.013.
 - [12] Kırmalı Ö, Özdemir AK. Zirkonya Esaslı Seramikler Zirconia-based Ceramics. *İnönü Üniversitesi Sağlık Bilim Derg* 2012;2:15–8.
 - [13] Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1–25.
 - [14] Clarke IC, Manaka M, Green DD, Williams P, Pezzotti G, Kim Y-H, et al. Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85–A Suppl 4:73–84.
 - [15] Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004;48:531–44. doi:10.1016/j.cden.2003.12.008.
 - [16] DENRY I, KELLY J. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24:299–307. doi:10.1016/j.dental.2007.05.007.
 - [17] Badwal SPS. Zirconia-based solid electrolytes: microstructure, stability and ionic conductivity. *Solid State Ionics* 1992;52:23–32. doi:10.1016/0167-2738(92)90088-7.
 - [18] GARVIE RC, HANNINK RH, PASCOE RT. Ceramic steel? *Nature* 1975;258:703–4. doi:10.1038/258703a0.
 - [19] Heuer A. Science and Technology of Zirconia. *Sci. Technol. Zirconia*, 1981, p. 1–24.
 - [20] ACKERMANN ORJ, GARG SP, RAUH EG. High-Temperature Phase Diagram for the System Zr. *J Am Ceram Soc* 1977;60:341–5. doi:10.1111/j.1151-2916.1977.tb15557.x.
 - [21] Kisi EH, Howard CJ. Crystal Structures of Zirconia Phases and their Inter-Relation. *Key Eng Mater* 1998;153–154:1–36. doi:10.4028/www.scientific.net/KEM.153-154.1.
 - [22] Rauchs G, Munz D, Fett T. Calculation of Crack Tip Phase Transformation

- Zones in TZP with the Weight Function Method. *Fract. Mech. Ceram.*, Boston, MA: Springer US; 2002, p. 1–8. doi:10.1007/978-1-4757-4019-6_1.
- [23] Robert Kelly J. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004;48:513–30. doi:10.1016/j.cden.2004.01.003.
- [24] 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* n.d.;14:231–8.
- [25] Rondoni D. Zirconia: some practical aspects from the technologist's point of view. *Int J Esthet Dent* 2016;11:270–4.
- [26] Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottman A, Roos M, Hämmerle CHF. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand* 2013;71:102–12. doi:10.3109/00016357.2011.654248.
- [27] Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? *Dent Mater* 2011;27:71–82. doi:10.1016/j.dental.2010.10.022.
- [28] SUNDH A, SJOGREN G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006;22:778–84. doi:10.1016/j.dental.2005.11.006.
- [29] Leach CA. Sintering of magnesium partially stabilized zirconia – behaviour of an impurity silicate phase. *Mater Sci Technol* 1987;3:321–4. doi:10.1179/mst.1987.3.5.321.
- [30] Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20:449–56. doi:10.1016/j.dental.2003.05.002.
- [31] Guazzato M, Albakry M, Swain M V., Ringer SP. Microstructure of Alumina- and Alumina/Zirconia-Glass Infiltrated Dental Ceramics. *Key Eng Mater* 2003;240–242:879–82. doi:10.4028/www.scientific.net/KEM.240-242.879.
- [32] Tan PLB, Dunne JT. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2004;91:215–8. doi:10.1016/S0022391303008680.
- [33] Karakoca S YH. Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg* 2006;36–44.

- [34] Scherrer SS, Cattani-Lorente M, Vittecoq E, de Mestral F, Griggs JA, Wiskott HWA. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30µm silica-coated alumina particles. *Dent Mater* 2011;27:e28–42. doi:10.1016/j.dental.2010.10.003.
- [35] Theunissen GSAM, Bouma JS, Winnubst AJA, Burggraaf AJ. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci* 1992;27:4429–38. doi:10.1007/BF00541576.
- [36] McLaren EA, Ii RAG. Zirconia-Based Ceramics: Material Properties, Esthetics, and Layering Techniques of a New Veneering Porcelain, VM9 n.d.
- [37] Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-Temperature Degradation of Zirconia and Implications for Biomedical Implants. *Annu Rev Mater Res* 2007;37:1–32. doi:10.1146/annurev.matsci.37.052506.084250.
- [38] Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA--the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001;4:195–206.
- [39] Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002;81:487–91.
- [40] Corazza PH, de Castro HL, Feitosa SA, Kimpara ET, Della Bona A. Influence of CAD-CAM diamond bur deterioration on surface roughness and maximum failure load of Y-TZP-based restorations. *Am J Dent* 2015;28:95–9.
- [41] Oh G-J, Yun K-D, Lee K-M, Lim H-P, Park S-W. Sintering behavior and mechanical properties of zirconia compacts fabricated by uniaxial press forming. *J Adv Prosthodont* 2010;2:81. doi:10.4047/jap.2010.2.3.81.
- [42] Coli P, Karlsson S. Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. *Int J Prosthodont* n.d.;17:577–80.
- [43] VON STEYERN PV, CARLSON P, NILNER K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-ZirkonR technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005;32:180–7. doi:10.1111/j.1365-2842.2004.01437.x.
- [44] Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C. HIP zirconia fixed partial dentures--clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int* 2008;39:459–71.
- [45] 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* n.d.;21:217–22.
- [46] Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CHF. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont* n.d.;22:553–60.
 - [47] Roediger M, Rinke S, Dent M, Gersdorff N, Lange K. Prospective Evaluation of Zirconia Posterior Fixed Partial Dentures: 7-Year Clinical Results. *Int J Prosthodont* 2013;26:164–71. doi:10.11607/ijp.3229.
 - [48] Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *J Oral Sci* 2010;52:531–9.
 - [49] 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;26:766–72.
 - [50] Guess PC, Kuliš 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* 2008;24:1556–67. doi:10.1016/j.dental.2008.03.028.
 - [51] Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent* 2010;104:247–57. doi:10.1016/S0022-3913(10)60133-3.
 - [52] Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer–framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007;23:177–85. doi:10.1016/j.dental.2006.01.011.
 - [53] Zhang Y, Pajares A, Lawn BR. Fatigue and Damage Tolerance of Y-TZP Ceramics in Layered Biomechanical Systems. *Biomed Mater Res Part B Appl Biomater* 2004;71:166–71. doi:10.1002/jbm.b.30083.
 - [54] Saygili G, Sahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil* 2003;30:758–64.
 - [55] Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J* 2008;27:448–54.
 - [56] Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dent Mater*

- 1993;9:151–61.
- [57] Swain M V., Hannink RHJ. Metastability of the Martensitic Transformation in a 12 mol% Ceria-Zirconia Alloy: II, Grinding Studies. *J Am Ceram Soc* 1989;72:1358–64. doi:10.1111/j.1151-2916.1989.tb07652.x.
 - [58] Liao TW, Li K, Breder K. Flexural strength of ceramics ground under widely different conditions. *J Mater Process Technol* 1997;70:198–206. doi:10.1016/S0924-0136(97)80801-1.
 - [59] 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;53:304–13.
 - [60] Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater* 2005;21:1158–62. doi:10.1016/j.dental.2005.02.005.
 - [61] MATINLINNA J, HEIKKINEN T, OZCAN M, LASSILA L, VALLITTU P. Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dent Mater* 2006;22:824–31. doi:10.1016/j.dental.2005.11.035.
 - [62] Kulunk Ş, Kulunk T, Yenisey M. Effects of different surface pre-treatments on the bond strength of adezive resin cement to quartz fiber post. *Acta Odontol Scand* 2012;70:547–54. doi:10.3109/00016357.2011.629623.
 - [63] Yenisey M, Dede DÖ, Rona N. Effect of surface treatments on the bond strength between resin cement and differently sintered zirconium-oxide ceramics. *J Prosthodont Res* 2016;60:36–46. doi:10.1016/j.jpor.2015.09.001.
 - [64] Heikkinen A, Heikkinen TT, Matinlinna JP, Vallittu PK, J Lassila L V. Title Effect of primers and resins on the shear bond strength of resin composite to zirconia Effect of Primers and Resins on the Shear Bond Strength of Resin Composite to Zirconia 2010. doi:10.3814/2010/295137.
 - [65] 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;98:379–88. doi:10.1016/S0022-3913(07)60123-1.
 - [66] Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials*. Elsevier/Mosby; 2012.
 - [67] Schneider LFJ, Cavalcante LM, Silikas N. Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review. *J Dent Biomech* 2010;2010.

doi:10.4061/2010/131630.

- [68] Tian M, Gao Y, Liu Y, Liao Y, Xu R, Hedin NE, et al. Bis-GMA/TEGDMA dental composites reinforced with electrospun nylon 6 nanocomposite nanofibers containing highly aligned fibrillar silicate single crystals. *Polymer (Guildf)* 2007;48:2720–8. doi:10.1016/j.polymer.2007.03.032.
- [69] TIAN M, GAO Y, LIU Y, LIAO Y, HEDIN N, FONG H. Fabrication and evaluation of Bis-GMA/TEGDMA dental resins/composites containing nano fibrillar silicate. *Dent Mater* 2008;24:235–43. doi:10.1016/j.dental.2007.05.002.
- [70] Altun Ceyhun. Kompozit Dolgu Materyallerinde Son Gelişmeler. *Gülhane Tıp Derg* 2005:77–82.
- [71] Chen M-H. Update on Dental Nanocomposites. *J Dent Res* 2010;89:549–60. doi:10.1177/0022034510363765.
- [72] Dayangac B. KOMPOZİT REZİN RESTORASYONLAR. Güneş Kitabevi; 2000.
- [73] Karabela MM, Sideridou ID. Synthesis and study of physical properties of dental light-cured nanocomposites using different amounts of a urethane dimethacrylate trialkoxysilane coupling agent. *Dent Mater* 2011;27:1144–52. doi:10.1016/j.dental.2011.08.008.
- [74] Heymann H, Swift EJ, Ritter A V., Sturdevant CM. Sturdevant's art and science of operative dentistry. Elsevier/Mosby; 2013.
- [75] Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc* 2000;131:375–83.
- [76] Dietschi D, Scampa U, Campanile G, Holz J. Marginal adaptation and seal of direct and indirect Class II composite resin restorations: an in vitro evaluation. *Quintessence Int* 1995;26:127–38.
- [77] Loguercio AD, de Oliveira Bauer JR, Reis A, Grande RHM. In vitro microleakage of packable composites in Class II restorations. *Quintessence Int* 2004;35:29–34.
- [78] Miara P. Aesthetic guidelines for second-generation indirect inlay and onlay composite restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1998;10:423–31; quiz 432.
- [79] Chung KH. The Relationship between Composition and Properties of Posterior Resin Composites. *J Dent Res* 1990;69:852–6.

doi:10.1177/00220345900690030401.

- [80] Neves AD, Discacciati JAC, Orêfice RL, Jansen WC. [Correlation between degree of conversion, microhardness and inorganic content in composites]. *Pesqui Odontol Bras* n.d.;16:349–54.
- [81] Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res* 2000;53:353–61.
- [82] Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. *J Prosthet Dent* 2000;84:93–7. doi:10.1067/mpr.2000.107560.
- [83] YAMAGA T, SATO Y, AKAGAWA Y, TAIRA M, WAKASA K, YAMAKI M. Hardness and fracture toughness of four commercial visible light-cured composite resin veneering materials. *J Oral Rehabil* 1995;22:857–63. doi:10.1111/j.1365-2842.1995.tb00234.x.
- [84] Condon JR, Ferracane JL. In vitro Wear of Composite with Varied Cure, Filler Level, and Filler Treatment. *J Dent Res* 1997;76:1405–11. doi:10.1177/00220345970760071101.
- [85] Nakazawa M. Color stability of indirect composite materials polymerized with different polymerization systems. *J Oral Sci* 2009;51:267–73.
- [86] Kim S-H, Lee Y-K. Changes in color and color coordinates of an indirect resin composite during curing cycle. *J Dent* 2008;36:337–42. doi:10.1016/j.jdent.2008.01.013.
- [87] Papadopoulos T, Sarafianou A, Hatzikyriakos A. Colour stability of veneering composites after accelerated aging. *Eur J Dent* 2010;4:137–42.
- [88] Milleding P. Microleakage of indirect composite inlays. An in vitro comparison with the direct technique. *Acta Odontol Scand* 1992;50:295–301.
- [89] Aggarwal V, Logani A, Jain V, Shah N. Effect of Cyclic Loading on Marginal Adaptation and Bond Strength in Direct vs Indirect Class II MO Composite Restorations. *Oper Dent* 2008;33:587–92. doi:10.2341/07-152.
- [90] Soares CJ, Martins LRM, Fernandes Neto AJ, Giannini M. Marginal adaptation of indirect composites and ceramic inlay systems. *Oper Dent* n.d.;28:689–94.
- [91] Ikeda M, Matin K, Nikaido T, Foxton RM, Tagami J. Effect of surface characteristics on adherence of *S. mutans* biofilms to indirect resin composites. *Dent Mater J* 2007;26:915–23.

- [92] Lucena-Martín C, González-López S, Navajas-Rodríguez de Mondelo JM. The effect of various surface treatments and bonding agents on the repaired strength of heat-treated composites. *J Prosthet Dent* 2001;86:481–8.
- [93] Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonseca RB. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. *J Esthet Restor Dent* 2005;17:224–35.
- [94] Soares CJ, Giannini M, Oliveira MT de, Paulillo LAMS, Martins LRM. Effect of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement. *J Appl Oral Sci* 2004;12:45–50.
- [95] Alves PB, Brandt WC, Neves ACC, Cunha LG, Silva-Concilio LR. Mechanical properties of direct and indirect composites after storage for 24 hours and 10 months. *Eur J Dent* 2013;7:117–22.
- [96] 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;20:205–10.
- [97] Bagis YH, Rueggeberg FA. The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite. *Dent Mater* 2000;16:244–7.
- [98] Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without “softstart-polymerization”. *J Dent* n.d.;25:321–30.
- [99] Leinfelder KF. Indirect posterior composite resins. *Compend Contin Educ Dent* 2005;26:495-503; quiz 504, 527.
- [100] Touati B, Aidan N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. *J Esthet Dent* 1997;9:108–18.
- [101] Ereifej N, Silikas N, Watts DC. Edge strength of indirect restorative materials. *J Dent* 2009;37:799–806. doi:10.1016/j.jdent.2009.06.009.
- [102] Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. *J Dent* 2007;35:897–902. doi:10.1016/j.jdent.2007.07.002.
- [103] Ohlmann B, Uekermann J, Dreyhaupt J, Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P. Clinical wear of posterior metal-free polymer crowns. One-year results from a randomized clinical trial. *J Dent* 2007;35:246–52. doi:10.1016/j.jdent.2006.09.001.

- [104] Ohlmann B, Dreyhaupt J, Schmitter M, Gabbert O, Hassel A, Rammelsberg P. Clinical performance of posterior metal-free polymer crowns with and without fiber reinforcement: one-year results of a randomised clinical trial. *J Dent* 2006;34:757–62. doi:10.1016/j.jdent.2006.02.001.
- [105] Zakir M, Ashraf U, Tian T, Han A, Qiao W, Jin X, et al. The Role of Silane Coupling Agents and Universal Primers in Durable Adhesion to Dental Restorative Materials - a Review. *Curr Oral Heal Reports* 2016;3:244–53. doi:10.1007/s40496-016-0108-9.
- [106] Lung CYK, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: An overview. *Dent Mater* 2012;28:467–77. doi:10.1016/j.dental.2012.02.009.
- [107] Phark J-H, Duarte S, Blatz M, Sadan A. An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *J Prosthet Dent* 2009;101:29–38. doi:10.1016/S0022-3913(08)60286-3.
- [108] Kitayama S, Nikaido T, Ikeda M, Alireza S, Miura H, Tagami J. Internal coating of zirconia restoration with silica-based ceramic improves bonding of resin cement to dental zirconia ceramic. *Biomed Mater Eng* 2010;20:77–87. doi:10.3233/BME-2010-0617.
- [109] Kitayama S, Nikaido T, Maruoka R, Zhu L, Ikeda M, Watanabe A, et al. Effect of an internal coating technique on tensile bond strengths of resin cements to zirconia ceramics. *Dent Mater J* 2009;28:446–53.
- [110] Horn HR. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am* 1983;27:671–84.
- [111] Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89:268–74. doi:10.1067/mpr.2003.50.
- [112] Kakar S, Goswami M, Kanase A. Dentin Bonding Agents I: Complete Classification—A Review. *World J Dent* 2011;2:367–70. doi:10.5005/jp-journals-10015-1117.
- [113] Krithikadatta J. Clinical effectiveness of contemporary dentin bonding agents. *J Conserv Dent* 2010;13:173. doi:10.4103/0972-0707.73376.
- [114] Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 2001;17:430–44.
- [115] Basaran G, Ozer T, Devocioglu Kama J. Comparison of a recently developed

- nanofiller self-etching primer adhesive with other self-etching primers and conventional acid etching. *Eur J Orthod* 2009;31:271–5. doi:10.1093/ejo/cjn103.
- [116] Kasraei SH, Atai M, Khamverdi Z, Khalegh Nejad S. Effect of Nanofiller Addition to an Experimental Dentin Adezive on Microtensile Bond Strength to Human Dentin. vol. 6. 2009.
- [117] Nair M, Paul J, Kumar S, Chakravarthy Y, Krishna V, Shivaprasad. Comparative evaluation of the bonding efficacy of sixth and seventh generation bonding agents: An In-Vitro study. *J Conserv Dent* 2014;17:27–30. doi:10.4103/0972-0707.124119.
- [118] Paryab M. Sealant microleakage after using nano-filled bonding agents on saliva-contaminated enamel. *J Dent (Tehran)* 2013;10:227–32.
- [119] Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, et al. Bonding effectiveness of a new ‘multi-mode’ adhesive to enamel and dentine. *J Dent* 2012;40:475–84. doi:10.1016/j.jdent.2012.02.012.
- [120] Perdigão J, Sezinando A, Monteiro PC. Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *Am J Dent* 2012;25:153–8.
- [121] Muñoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NHC. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent* 2013;41:404–11. doi:10.1016/j.jdent.2013.03.001.
- [122] Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, J. DM, K.L. VL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* 2011;27:17–28. doi:10.1016/j.dental.2010.10.023.
- [123] Erickson RL, Barkmeier WW, Kimmes NS. Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. *Dent Mater* 2009;25:1187–94. doi:10.1016/j.dental.2009.04.004.
- [124] Rotta M, Bresciani P, Moura SK, Grande RHM, Hilgert LA, Baratieri LN, et al. Effects of phosphoric acid pretreatment and substitution of bonding resin on bonding effectiveness of self-etching systems to enamel. *J Adhes Dent* 2007;9:537–45.
- [125] Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, et al. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *J Dent* 2001;29:55–61.
- [126] Van Landuyt KL, De Munck J, Mine A, Cardoso MV, Peumans M, Van

- Meerbeek B. Filler Debonding & Subhybrid-layer Failures in Self-etch Adezives. *J Dent Res* 2010;89:1045–50. doi:10.1177/0022034510375285.
- [127] Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008;24:90–101. doi:10.1016/j.dental.2007.02.009.
- [128] De Munck J, Mine A, Poitevin A, Van Ende A, Cardoso MV, Van Landuyt KL, et al. Meta-analytical Review of Parameters Involved in Dentin Bonding. *J Dent Res* 2012;91:351–7. doi:10.1177/0022034511431251.
- [129] Muñoz M, Luque-Martinez I, Malaquias P, Hass V, Reis A, Campanha N, et al. *In Vitro* Longevity of Bonding Properties of Universal Adezives to Dentin. *Oper Dent* 2015;40:282–92. doi:10.2341/14-055-L.
- [130] Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adezive with and without selective enamel etching. *Dent Mater* 2010;26:1176–84. doi:10.1016/j.dental.2010.08.190.
- [131] Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, Naumann M, Taschner M. Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *J Adhes Dent* 2008;10:339–44.
- [132] Erickson RL, Barkmeier WW, Latta MA. The role of etching in bonding to enamel: A comparison of self-etching and etch-and-rinse adezive systems. *Dent Mater* 2009;25:1459–67. doi:10.1016/j.dental.2009.07.002.
- [133] Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, et al. Self-assembled Nano-layering at the Adezive Interface. *J Dent Res* 2012;91:376–81. doi:10.1177/0022034512437375.
- [134] Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, Nagaoka N, Kamenoue S, Okihara T, et al. Novel Fluoro-carbon Functional Monomer for Dental Bonding. *J Dent Res* 2014;93:189–94. doi:10.1177/0022034513514447.
- [135] De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al. Four-year Water Degradation of Total-etch Adezives Bonded to Dentin. *J Dent Res* 2003;82:136–40. doi:10.1177/154405910308200212.
- [136] Hashimoto M, Ito S, Tay FR, Svizero NR, Sano H, Kaga M, et al. Fluid Movement across the Resin-Dentin Interface during and after Bonding. *J Dent Res* 2004;83:843–8. doi:10.1177/154405910408301104.

- [137] Muñoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez I, Szesz AL, Reis A, Loguercio AD, et al. Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adezives. *J Dent* 2014;42:595–602. doi:10.1016/j.jdent.2014.01.013.
- [138] Tuncer D, Yazici A, Özgünaltay G, Dayangac B. Clinical evaluation of different adezives used in the restoration of non-carious cervical lesions: 24-month results. *Aust Dent J* 2013;58:94–100. doi:10.1111/adj.12028.
- [139] Yoshihara K, Nagaoka N, Sonoda A, Maruo Y, Makita Y, Okihara T, et al. Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in ‘universal’ adezives. *Dent Mater* 2016;32:1218–25. doi:10.1016/j.dental.2016.07.002.
- [140] Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adezive systems: from the IV generation to the universal type. *Ann Stomatol (Roma)* 2017;8:1. doi:10.11138/ADS/2017.8.1.001.
- [141] Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004;48:531–44. doi:10.1016/j.cden.2003.12.008.
- [142] 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;33:607–13.
- [143] 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;51:629–34.
- [144] Sari F, Secilmis A, Simsek I, Ozsevik S. Shear bond strength of indirect composite material to monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont* 2016;8:267. doi:10.4047/jap.2016.8.4.267.
- [145] Luanguangrong P, Cook NB, Sabrah AH, Hara AT, Bottino MC. Influence of Full-Contour Zirconia Surface Roughness on Wear of Glass-Ceramics. *J Prosthodont* 2014;23:198–205. doi:10.1111/jopr.12088.
- [146] Nakamura T, Wakabayashi K, Zaima C, Nishida H, Kinuta S, Yatani H. Tensile bond strength between tooth-colored porcelain and sandblasted zirconia framework. *J Prosthodont Res* 2009;53:116–9. doi:10.1016/j.jpor.2009.02.007.
- [147] Kim H-J, Lim H-P, Park Y-J, Vang M-S. Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *J Prosthet Dent* 2011;105:315–22. doi:10.1016/S0022-3913(11)60060-7.

- [148] Liu D, Matinlinna JP, Tsoi JK-H, Pow EHN, Miyazaki T, Shibata Y, et al. A new modified laser pretreatment for porcelain zirconia bonding. *Dent Mater* 2013;29:559–65. doi:10.1016/J.DENTAL.2013.03.002.
- [149] Teng J, Wang H, Liao Y, Liang X. Evaluation of a conditioning method to improve core-veneer bond strength of zirconia restorations. *J Prosthet Dent* 2012;107:380–7. doi:10.1016/S0022-3913(12)60095-X.
- [150] Ban S, Sakakibara T, Yoshihara K, Takeuchi M, Kawai T, Murakami H, et al. Surface Properties of Dental Zirconia after Clinical Grinding and Polishing. *Key Eng Mater* 2012;529–530:501–6. doi:10.4028/www.scientific.net/KEM.529-530.501.
- [151] Su N, Yue L, Liao Y, Liu W, Zhang H, Li X, et al. The effect of various sandblasting conditions on surface changes of dental zirconia and shear bond strength between zirconia core and indirect composite resin. *J Adv Prosthodont* 2015;7:214–23. doi:10.4047/jap.2015.7.3.214.
- [152] Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain M V. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater* 2005;21:454–63. doi:10.1016/j.dental.2004.07.010.
- [153] Wang G, Zhang S, Bian C, Kong H. Effect of zirconia surface treatment on zirconia/veneer interfacial toughness evaluated by fracture mechanics method. *J Dent* 2014;42:808–15. doi:10.1016/j.jdent.2014.04.005.
- [154] Karakoca S, Yılmaz H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater* 2009;91B:930–7. doi:10.1002/jbm.b.31477.
- [155] Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 2004;71B:381–6. doi:10.1002/jbm.b.30097.
- [156] 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. doi:10.2334/josnusd.54.39.
- [157] Kern M, Barloi A, Yang B. Surface Conditioning Influences Zirconia Ceramic Bonding. *J Dent Res* 2009;88:817–22. doi:10.1177/0022034509340881.
- [158] IWASAKI T, KOMINE F, FUSHIKI R, KUBOCHI K, SHINOHARA M,

- MATSUMURA H. Shear bond strengths of an indirect composite layering material to a tribochemically silica-coated zirconia framework material. *Dent Mater J* 2016;35:461–9. doi:10.4012/dmj.2015-311.
- [159] Kubochi K, Komine F, Fushiki R, Yagawa S, Mori S, Matsumura H. Shear bond strength of a denture base acrylic resin and gingiva-colored indirect composite material to zirconia ceramics. *J Prosthodont Res* 2017;61:149–57. doi:10.1016/j.jpor.2016.07.007.
- [160] Wegner SM, Gerdes W, Kern M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *Int J Prosthodont* n.d.;15:267–72.
- [161] Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999;27:89–99.
- [162] Chen C. Chemical affinity of 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate to dental zirconia: Effects of molecular structure and solvents 2017. doi:10.1016/j.dental.2017.09.013.
- [163] Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent* 1994;72:355–9.
- [164] Llerena-Icochea A, Costa R, Borges A, Bombonatti J, Furuse A. Bonding Polycrystalline Zirconia With 10-MDP-containing Adezives. *Oper Dent* 2017;42:335–41. doi:10.2341/16-156-L.
- [165] Ural Ç, Külünk T, Külünk Ş, Kurt M, Baba S. Determination of Resin Bond Strength to Zirconia Ceramic Surface Using Different Primers. *Acta Odontol Scand* 2011;69:48–53. doi:10.3109/00016357.2010.517558.
- [166] Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adezives. *Biomaterials* 2007;28:3757–85. doi:10.1016/J.BIOMATERIALS.2007.04.044.
- [167] Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105:97–116.
- [168] Lee TY, Guymon CA, Jönsson ES, Hoyle CE. The effect of monomer structure on oxygen inhibition of (meth)acrylates photopolymerization. *Polymer (Guildf)* 2004;45:6155–62. doi:10.1016/J.POLYMER.2004.06.060.
- [169] Salz U, Zimmermann J, Zeuner F, Moszner N. Hydrolytic stability of self-etching

- adezive systems. *J Adhes Dent* 2005;7:107–16.
- [170] Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2003;24:655–65.
- [171] Yang B, Wolfart S, Scharnberg M, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Influence of Contamination on Zirconia Ceramic Bonding. *J Dent Res* 2007;86:749–53. doi:10.1177/154405910708600812.
- [172] Hayakawa T, Kikutake K, Nemoto K. Influence of self-etching primer treatment on the adhesion of resin composite to polished dentin and enamel. *Dent Mater* 1998;14:99–105.
- [173] Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Adezive primers for bonding cobalt-chromium alloy to resin. *J Oral Rehabil* 1999;26:475–8. doi:10.1046/j.1365-2842.1999.00397.x.
- [174] 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* 2010;26:650–8. doi:10.1016/J.DENTAL.2010.03.008.
- [175] 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;31:751–7.
- [176] Koizuka M, Komine F, Blatz MB, Fushiki R, Taguchi K, Matsumura H. The effect of different surface treatments on the bond strength of a gingiva-colored indirect composite veneering material to three implant framework materials. *Clin Oral Implants Res* 2013;24:977–84. doi:10.1111/j.1600-0501.2012.02505.x.
- [177] Komine F, Koizuka M, Fushiki R, Taguchi K, Kamio S, Matsumura H. Post-thermocycling shear bond strength of a gingiva-colored indirect composite layering material to three implant framework materials. *Acta Odontol Scand* 2013;71:1092–100. doi:10.3109/00016357.2012.741710.
- [178] Komine F, Koizuka M, Fushiki R, Iwasaki T, Kubochi K, Matsumura H. Effect of various surface preparations on bond strength of a gingiva-colored indirect composite to zirconia framework for implant-supported prostheses. *Dent Mater J* 2015;34:402–9. doi:10.4012/dmj.2014-360.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

FARKLI BAĞLANTI AJANLARININ MONOLİTİK ZİRKONYA VE İNDİREK KOMPOZİT ARASINDAKİ MAKASLAMA BAĞLANTI DİRENCİ ÜZERİNE ETKİSİ

ORIJINALLIK RAPORU

% 9	% 8	% 2	% 4
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikerisim.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 3
2	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
3	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	% 1
4	acikarsiv.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
5	Submitted to Beykent Universitesi Öğrenci Ödevi	% 1
6	dergipark.ulakbim.gov.tr İnternet Kaynağı	<% 1
7	Submitted to Cumhuriyet University Öğrenci Ödevi	<% 1
8	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Elif	Soyadı	Saraçoğlu Mergen
Doğ.Yeri	Üsküdar	Doğ.Tar.	05.02.1990
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	11734960416
Email	dtelifsaracoglu@gmail.com	Tel	05072817765

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2014
Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2014
Lise	Kadıköy Anadolu Lisesi	2009

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Diş Hekimi	Acıbadem Kozyatağı Hastanesi	2
2.	Diş Hekimi	Diş Levent	1
3.	Diş Hekimi	Tanfer Diş Kliniği	1,5

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi		

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Excel	İyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Mergen Saraçoğlu E., Özkan D., Geçkili O., İşler S. A Technique To Take The Ball Attachment With Damaged Screw Entrance Out. Uluslararası IV. IBS İmplant Kongresi, Antalya, Türkiye.

Momen-Heravi F, Balaj L, Alian S, Mantel PY, Halleck AE, Trachtenberg AJ, Soria CE, Oquin S, Bonebreak CM, **Saracoglu E**, Skog J, Kuo WP. Current methods for the isolation of extracellular vesicles. Biol Chem. 2013 Oct;394(10):1253-62.

Saracoglu E., Kutay MC., Erdem LT. Maksiller sinüs patolojilerinde panoramik radyografilerin ve 3D dental bilgisayarlı tomografilerin değerinin karşılaştırılması. İÜDHF Öğrenci Araştırma Kulübü 19. Uluslar Arası Bilimsel Toplantısı, İstanbul, Türkiye, 2012.



