SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ GÜLHANE DİŞ HEKİMLİĞİ SAĞLIK UYGULAMA VE ARAŞTIRMA MERKEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

PLAZMANIN ZİRKONYA İNDİREKT KOMPOZİT REZİN BAĞLANTISINA VE YÜZEY ÖZELLİKLERİNE ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Merve AKBULUT

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Ankara/2026

SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ GÜLHANE DİŞ HEKİMLİĞİ SAĞLIK UYGULAMA VE ARAŞTIRMA MERKEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

PLAZMANIN ZİRKONYA İNDİREKT KOMPOZİT REZİN BAĞLANTISINA VE YÜZEY ÖZELLİKLERİNE ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Merve AKBULUT

Tez Danışmanı: Doç.Dr. Ülkü Tuğba KALYONCUOĞLU

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Ankara/2026

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve birikimiyle akademik ve klinik gelişimime ışık tutan, her zaman yol gösteren; zorlu tez sürecimi ilgisi ve bilgisiyle keyifli bir yolculuğa dönüştüren çok kıymetli danışman hocam Doç. Dr. Ülkü Tuğba KALYONCUOĞLU'na ve bu süreçte desteklerini eksik etmeyen sayın hocalarım Doç. Dr. Bengi YILMAZ ERDEMLİ ve Dr. Öğr. Üyesi Bahadır EZMEK'e

Bilgi, birikim ve akademik rehberlikleriyle mesleki gelişimime değerli katkılar sağlayan başta Prof. Dr. Osman Cumhur SİPAHİ, Prof. Dr. Simel AYYILDIZ ve Prof. Dr. Cem ŞAHİN olmak üzere tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Araştırmanın yürütülmesine imkan sağlayan Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Medikal Tasarım ve Üretim Uygulama ve Araştırma Merkezi'ne, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Eczacılık Fakültesi'ne, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Laboratuvarı'na,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte keyifle çalıştığım ve tez sürecimde de önerileri, katkıları ve destekleriyle yanımda olduklarını hissettiren başta Büşra POLAT, Melek Almıla ERDOĞAN, Abdullah ÖZGÜR ve Ceylan AKDOĞAN olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca sevgileriyle bana güç veren, varlıklarıyla yolumu aydınlatan ve emeklerini hiçbir zaman esirgemeyen canım annem Meryem, babam Ali, abim Oğuzhan ve sevgili eşi Ayla AKBULUT'a

Hayatımın her anında olduğu gibi tez sürecimin de her aşamasında yanımda durarak; sabrıyla, anlayışıyla, sevgisiyle ve varlığıyla her zaman bana umut olan yol arkadaşım Atahan YAŞAR'a içtenlikle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR i
İÇİNDEKİLER ii
SİMGELER VE KISALTMALAR v
TABLO LİSTESİ vi
ŞEKİL LİSTESİ vii
ÖZET ix
ABSTRACT xi
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. DENTAL SERAMİKLER 3
2.1.1. Dental Seramiklerin sınıflandırılması 3
2.1.1.1. Cam-matriks seramikler 4
2.1.1.2. Rezin matriks seramikler (RMCs) 7
2.1.1.3. Polikristalin seramikler 7
2.2. ZİRKONYA 8
2.2.1. Zirkonyanın Mikroyapılarına Göre Sınıflandırılması 9
2.2.1.1. Stabil olmayan saf zirkonya 9
2.2.1.2. Parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) 9
2.2.1.3. Tam stabilize zirkonya (FSZ) 10
2.2.2. Zirkonyanın Jenerasyonlarına Göre Sınıflandırılması 10
2.2.2.1. Birinci jenerasyon 11
2.2.2.2 İkinci jenerasyon 12
2.2.2.3. Üçüncü jenerasyon 12
2.2.2.4. Yeni jenerasyon 12
2.2.3. Monolitik Zirkonya 13
2.2.4. Çok Katmanlı Zirkonya 13
2.2.5. Düşük Isıda Bozunma (Low Temperature Degradation-LTD) 15
2.2.6. Zirkonyanın Üretimi 15
2.2.6.1. Sinterlenmemiş zirkonya bloklar 16
2.2.6.2. Yarı sinterlenmiş (non-HIP) zirkonya bloklar 16
2.2.6.3. Tam sinterlenmiş zirkonya bloklar 16
2.2.7. Zirkonyanın Eklemeli Üretimle Elde Edilme Teknikleri 17
2.2.8. Zirkonyaya Uygulanan Yüzey İşlemleri 17

2.2.8.1. Kumlama (Airborne-particle abrasion-APA) 18
2.2.8.2. Lazer ışınlaması 19
2.2.8.3. Selektif infiltre asitleme 20
2.2.8.4. Plazma 20
2.2.8.5. Aktif fosfat monomeri içeren ajanların kullanımı 21
2.2.8.6. Tribokimyasal silika kaplama 22
2.2.8.7. Düşük erime sıcaklıklı porselen tabaka (Low-fusing porcelain glaze) 22
2.2.8.8. Silan bağlayıcı ajanlar uygulanması 23
2.3. DİŞ ETİ RENGİ MATERYALLER 24
2.3.1. Diş eti Rengi İndirekt Kompozitler 25
2.4. ZİRKONYA İLE İNDİREKT KOMPOZİT REZİN BAĞLANTISI 28
2.4.1. Zirkonya ile İndirekt Kompozit Rezin Bağlantısında Kullanılan Kavramlar 28
2.4.1.1. Adezyon ve kohezyon 28
2.4.1.2. Temas açısı 29
2.4.1.3. Mikromekanik bağlanma 29
2.4.1.4. Yüzey enerjisi 29
2.4.1.5. Yüzey gerilimi 29
2.5. YAPAY YAŞLANDIRMA 30
2.5.1. Sıvı İçerisinde Bekletme 30
2.5.2. Termal Siklus 30
2.6. BAĞLANMA DAYANIMI 31
2.6.1. Bağlanma Dayanımının Tespit Edilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri 32
2.6.1.1. Makro makaslama bağlanma dayanımı (SBS) testi 32
2.6.1.2. Makro-çekme bağlanma dayanımı (TBS) testi 33
2.7. KOPMA TİPİNİN DEĞERLENDİRİLMESİNDE KULLANILAN YÖNTEMLER 33
2.7.1. Stereomikroskop 34
2.7.2. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) 34
3. GEREÇ VE YÖNTEM 35
3.1. ÖRNEK BÜYÜKLÜĞÜNÜN HESAPLANMASI 35
3.2. ÇALIŞMA DİZAYNI 35
3.3. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI 38
3.4. BAŞLANGIÇ TEMAS AÇISI ÖLÇÜMÜ (T_0) 40
3.5. BAŞLANGIÇ YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÖLÇÜMÜ (T_0) 40

3.6. YÜZEY İŞLEMLERİNİN UYGULANMASI 41
3.6.1. Soğuk Atmosferik Plazma (CAP) Uygulaması 41
3.6.2. Ytterbium Fiber Lazer (YFL) Uygulaması 42
3.7. İŞLEM SONRASI TEMAS AÇISI (º) ÖLÇÜMÜ (T_1) 43
3.8. İŞLEM SONRASI YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÖLÇÜMÜ (T_1) 43
3.9. DİŞ ETİ RENGİ İNDİREKT KOMPOZİTİN ZİRKONYA ÖRNEKLERE BAĞLANMASI 44
3.10. TERMAL YAŞLANDIRMA UYGULANMASI 46
3.11. MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI TESTİ 47
3.12. KIRILMA TİPİ DEĞERLENDİRİLMESİ 48
3.13. İSTATİSTİKSEL ANALİZ 48
4. BULGULAR 49
4.1. TEMAS AÇISI (º) ÖLÇÜMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI 49
4.2. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÖLÇÜMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI 51
4.3. MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI 53
4.4. KIRILMA TİPİ DEĞERLENDİRİLMESİ 55
5. TARTIŞMA 57
6. SONUÇLAR 65
KAYNAKLAR 67

SİMGELER VE KISALTMALAR

3Y-TZP: %3 itriya ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali

4Y-PSZ: %4 itriya ile parsiyel stabilize edilmiş zirkonya

5Y-PSZ: %5 itriya ile parsiyel stabilize edilmiş zirkonya

Bis-GMA: Bisfenol A-glisidil metakrilat

CAP: Cold atmospheric plasma (Soğuk atmosferik plazma)

CSZ: Kübik stabilize zirkonya

FSZ: Tam stabilize zirkonya

ICR: İndirekt kompozit rezin

LTD: Low temperature degradation (Düşük sıcaklıkta bozunma)

MDP: Metakriloloksidesil dihidrojen fosfat

MEPS: 3-mercaptopropyltrimethoxysilane

MPS: 3-metakriloloksipropiltrimetoksisilan

PICN: Polimer-infiltre seramik ağ yapıları

PSZ: Parsiyel Stabilize Zirkonya

RMCs: Rezin matriks seramikler

RNC: Rezin nanoseramikler

SBS: Shear bond strength (Makaslama bağlanma dayanımı)

STML: Süper translusent çok katmanlı zirkonya

TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat

TSC: Tribokimyasal silika kaplama

UDMA: Üretan dimetakrilat

UTML: Ultra translusent çok katmanlı zirkonya

YFL: Ytterbium fiber lazer

ZLS: Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat

TABLO LİSTESİ

Tablo 2. 1 Dental seramiklerin farklı türleri mikroyapı ve bileşimlerine göre sınıflandırılması 4
Tablo 2. 2 Bileşim, özellikler ve endikasyonlar açısından dental zirkonya materyallerinin güncel sınıflandırması (52) 11
Tablo 3. 1 Çalışmada kullanılan materyaller……..…..……36
Tablo 4. 1 Temas açısı (º) ölçüm değerleri……..……49
Tablo 4. 2 Başlangıç (T_0) ve işlem sonrası (T_1) temas açısı (˚) değişimleri 49
Tablo 4. 3 Yüzey pürüzlülüğü (Sa) (µm) ölçüm değerleri 51
Tablo 4. 4 Başlangıç (T_0) ve işlem sonrası (T_1) yüzey pürüzlülüğü (Sa) (µm) değişimleri 52
Tablo 4. 5 Makaslama bağlanma dayanımı (MPa) ölçüm değerleri 53
Tablo 4. 6 Makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin (MPa) değişimleri 54

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2. 1 Zirkonyanın kristal fazları ve bu fazlar arasındaki dönüşüm sıcaklıkları (51) 9
Şekil 2. 2 Makaslama bağlanma dayanımı testi 32
Şekil 3. 1 Çalışma Dizaynı……...37
Şekil 3. 2 Presinterize zirkonya blok..... 38
Şekil 3. 3 Kesilerek hazırlanan zirkonya örnekler 38
Şekil 3. 4 Zirkonya örneklerin sinterleme fırınına yerleştirilmesi 39
Şekil 3. 5 Dental kumlama cihazı ve 50 μm boyutundaki Al_2O_3 partikülleri 39
Şekil 3. 6 Optik tensiyometre ile temas açısı ölçümü 40
Şekil 3. 7 Üç boyutlu optik profilometre 41
Şekil 3. 8 Soğuk atmosferik plazma uygulaması 42
Şekil 3. 9 Ytterbium fiber lazer cihazı 42
Şekil 3. 10 YFL uygulanmış zirkonya örneği 43
Şekil 3. 11 Lazer tarama modunun şematize görüntüsü 43
Şekil 3. 12 Universal primer 44
Şekil 3. 13 Silikon kalıp ve diş eti rengi indirekt kompozit rezinin yerleştirilmesi... 45
Şekil 3. 14 Diş eti renginde indirekt kompozit rezin 45
Şekil 3. 15 Kompozit bağlanması tamamlanan zirkonya örnekler 45
Şekil 3. 16 LED ışık cihazı ile polimerizasyon..... 46
Şekil 3. 17 Labolight DUO ile polimerizasyon..... 46
Şekil 3. 18 Termal yaşlandırma cihazı..... 47
Şekil 3. 19 Makaslama bağlanma dayanımı testi 47
Şekil 3. 20 Stereomikroskop 48
Şekil 4. 1 Başlangıç (T_0) ve işlem sonrası (T_1) temas açısı (˚) değişimleri sütun grafiği……..50
Şekil 4. 2 CAP grubu başlangıç (T_0) ve işlem sonrası (T_1) temas açısı (˚)..... 50
Şekil 4. 3 YFL grubu başlangıç (T_0) ve işlem sonrası (T_1) temas açısı (˚) 51
Şekil 4. 4 Başlangıç (T_0) ve işlem sonrası (T_1) yüzey pürüzlülüğü (Sa) değişimleri sütun grafiği 52
Şekil 4. 5 YFL grubu başlangıç ve işlem sonrası yüzey pürüzlülüğü görüntüleri 53

Şekil 4. 6 Makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin (MPa) değişimleri sütun grafiği 54
Şekil 4. 7 Kırılma tipi sütun grafiği 56
Şekil 4. 8 Grupların kırılma tiplerine göre stereomikroskop görüntüleri..... 56

ÖZET

PLAZMANIN ZİRKONYA İNDİREKT KOMPOZİT REZİN BAĞLANTISINA VE YÜZEY ÖZELLİKLERİNE ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: Bu *in vitro* çalışmanın amacı, 3Y-TZP zirkonya üzerine uygulanan soğuk atmosferik plazma (CAP) ve ytterbium fiber lazerin (YFL) yüzey ıslanabilirliği ile diş eti renginde indirekt kompozit rezinin zirkonya ile olan makaslama bağlanma dayanımı (SBS) üzerindeki etkilerini incelemek ve bu bağlantıya termal yaşlandırmanın etkisini değerlendirmek karşılaştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: Toplam 60 adet zirkonya örneği (KATANA Zirconia HT; Kuraray Noritake, Japonya) hazırlanmış, başlangıç temas açısı ve yüzey pürüzlülüğü ölçülmüştür. Örnekler kontrol, CAP ve YFL olmak üzere üç yüzey işlem grubuna ayrılmış; uygulamalar sonrası temas açıları ve yüzey pürüzlülüğü yeniden ölçülmüştür. Ardından tüm örneklere MDP içeren universal primer (G-Multi Primer; GC Corporation) uygulanmış ve diş eti renkli indirekt kompozit rezin (Gradia Plus Gum Shades Heavy Body GHB-2; GC Europe) silindirik kalıp kullanılarak zirkonya yüzeyine uygulanmıştır. Örnekler termal yaşlandırma uygulanmış ve uygulanmamış olmak üzere iki alt gruba ayrılmıştır. SBS testleri universal test cihazı ile gerçekleştirilmiş, kırık tipleri stereomikroskop altında analiz edilmiştir. Veriler bağımsız t-testi, tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve eşleştirilmiş (paired) t-testi kullanılarak analiz edilmiştir.

Bulgular: Başlangıç temas açısı (º) değerleri gruplar arasında anlamlı olarak farklıdır (p=0,037). İşlem sonrası kontrol grubu, CAP ve YFL gruplarının temas açıları sırasıyla 50,310°, 10,119° ve 15,278° olup fark anlamlıdır (p=0,001). İşlem öncesi–sonrası analizleri CAP ve YFL gruplarında anlamlı düşüş göstermiştir (p=0,001). YFL grubunda yüzey pürüzlülüğü başlangıca göre anlamlı derecede artmıştır (p=0,001). Yaşlandırma yapılmayan kontrol, CAP ve YFL grupları için SBS değerleri sırasıyla 8,337 MPa, 5,580 MPa ve 10,683 MPa; yaşlandırma yapılan gruplarda ise 7,988 MPa, 6,685 MPa ve 13,066 MPa'dır. Yaşlandırma işlemi yalnızca YFL grubunda anlamlı

artış göstermiştir (p=0,028); kontrol (p=0,725) ve CAP (p=0,124) gruplarında anlamlı farklılık yoktur.

Sonuç: YFL yüzey işlemi SBS'yi artırırken, CAP uygulaması temas açısını düşürmesine rağmen bağlanma dayanımını arttırmamıştır. Bulgular, YFL'nin zirkonya–indirekt kompozit arayüzünde etkili bir yüzey işlemi yöntemi olduğunu göstermektedir. Termal yaşlandırma YFL grubunda anlamlı artış gösterirken, diğer gruplarda anlamlı değişiklik oluşturmamıştır.

Anahtar Kelimeler: Zirkonya, İndirekt kompozit, Lazer, Plazma, Islanabilirlik, Bağlanma dayanımı

ABSTRACT

EVALUATION OF THE EFFECTS OF PLASMA ON ZIRCONIA–INDIRECT COMPOSITE RESIN BONDING AND SURFACE PROPERTIES

Aim: This *in vitro* study aimed to investigate the effects of cold atmospheric plasma (CAP) and ytterbium fiber laser (YFL) applied to 3Y-TZP zirconia on surface wettability and on the shear bond strength (SBS) between zirconia and a gingiva-colored indirect composite resin, as well as to evaluate the influence of thermal aging.

Materials and Methods: Sixty zirconia specimens (KATANA Zirconia HT; Kuraray Noritake, Japan) were prepared, initial contact angles and surface roughness were measured. The specimens were assigned to three surface treatment groups: control, CAP, and YFL. After treatments, contact angles and surface roughness were remeasured. An MDP-containing universal primer (G-Multi Primer; GC Corporation) was applied, and gingiva-colored indirect composite resin (Gradia Plus Gum Shades Heavy Body GHB-2; GC Europe) was built onto the zirconia surface using a cylindrical mold. The specimens were divided into subgroups with and without thermal aging. SBS was measured using a universal testing machine, and failure types were analyzed under a stereomicroscope. Data were evaluated using independent t-test, one-way ANOVA, and paired t-test.

Results: Pre-treatment contact angle values differed significantly among the groups ($p = 0.037$). Post-treatment contact angles for the control, CAP, and YFL groups were 50.310°, 10.119°, and 15.278°, respectively ($p = 0.001$). CAP and YFL groups showed significant decreases after treatment ($p = 0.001$). In the YFL group, the surface roughness increased significantly compared to the pre-treatment ($p = 0.001$). Non-aged SBS values for the control, CAP, and YFL groups were 8.337 MPa, 5.580 MPa, and 10.683 MPa, respectively; aged SBS values were 7.988 MPa, 6.685 MPa, and 13.066 MPa. Thermal aging significantly increased SBS only in the YFL group ($p = 0.028$), with no significant change in the control ($p = 0.725$) or CAP ($p = 0.124$) groups.

Conclusion: YFL surface treatment enhanced SBS, whereas CAP reduced the contact angle but did not increase bond strength. These findings indicate that YFL is an

effective surface treatment method for improving bonding at the zirconia–indirect composite interface.

Keywords: Zirconia, Indirect composite, Laser, Plasma, Wettability, Bond strength

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Hastaların estetik beklentilerinin artması ve metal alerjisine yönelik endişeler, özellikle seramikler olmak üzere metal içermeyen dental tedavilere olan talebi önemli ölçüde artırmıştır (1–3). Bunun yanı sıra, bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD-CAM) sistemlerindeki gelişmeler yüksek dayanımlı zirkonyanın kullanımını yaygınlaştırmıştır (4). Feldspatik porselenle veneerlenen zirkonya restorasyonlar restoratif diş hekimliğinde uzun süre popülerliğini sürdürmüş olsa da, porselen çatlamaları klinik başarıyı olumsuz etkilemiş; bu sorun laboratuvar süreçlerinin yavaş soğutma protokolleriyle optimize edilmesiyle kısmen azaltılabilmiştir (4). Estetik ve mekanik dayanımı iyileştirmek amacıyla, feldspatik porselen yerine indirekt kompozit rezin (ICR) ile veneerlenen protezler alternatif bir seçenek olarak gündeme gelmiştir (5,6). Marjinal kemik kaybı, yumuşak doku çekilmesi veya rezidüel kret defektlerine bağlı olarak implant çevresindeki yumuşak doku yüksekliğinin yetersiz olduğu durumlarda estetik ve fonksiyonun korunması amacıyla diş eti rengindeki materyaller kullanılmaktadır (7–9). Bu tip eksiklikler, cerrahi olarak her zaman düzeltilemediği için çeşitli protetik materyaller geliştirilmiştir; bunlar arasında diş eti renkli akrilik rezinler (10), silikon bazlı yumuşak doku materyalleri (11) ve diş eti renkli feldspatik porselenler (12) yer almaktadır. Bununla birlikte, porselen veneerlerin chipping, fırınlama sırasında distorsiyon, ağırlık ve sınırlı tamir edilebilirlik gibi dezavantajları bulunur (13–15). Bu nedenle, eksik yumuşak dokuların estetik olarak taklit edilmesinde diş eti renkli indirekt kompozit materyaller plastik ve viskoelastik özellikleri ile tamir edilebilir ve klinik olarak uygulanabilir bir alternatif olarak giderek daha fazla tercih edilmektedir (16,17).

Silika bazlı seramiklerde bağlanmayı artırmak için hidroflorik asit ile pürüzlendirme ve ardından silan uygulaması gibi yöntemler yaygın olarak kullanılmaktadır (18,19). Zirkonya–ICR bağlantısının güçlendirilmesi için ise hem kimyasal hem de mekanik yüzey işlemlerinin uygulanması önerilmektedir (4,20). Fosforik asit ester monomeri içeren primerlerin (ör. 10-metakriloiloksidetsil dihidrojen fosfat, MDP) bağlanmayı iyileştirmede etkili olduğu gösterilmiştir (20–22).

Ayrıca, zirkonya yüzeyinde düzensizlik oluşturarak mikromekanik tutuculuğu artırdığı için alümina partikülleriyle yapılan kumlama işlemi de sık kullanılan bir yöntemdir (4,23). Bağlanmayı güçlendirmek için kullanılan diğer yüzey işlemleri arasında plazma ve lazer uygulamaları yer almaktadır (22,24–31).

Bu çalışmanın amacı, literatürde ilk kez soğuk atmosferik plazma ve ytterbium fiber lazer uygulamalarının zirkonya yüzeyinin ıslanabilirliği ile diş eti rengi indirekt kompozit materyalle olan makaslama bağlanma dayanımına etkilerini incelemek ve termal yaşlandırmanın bu bağlantıya etkisini değerlendirmektir.
Bu çalışmanın sıfır hipotezleri aşağıdaki şekilde tanımlanmıştır.

H_{01}: Uygulanan yüzey işlemlerinin zirkonya yüzeyinin ıslanabilirliğini değiştirmeyeceği,

H_{02}: Uygulanan yüzey işlemlerinin zirkonya–diş eti rengi indirekt kompozit arayüzündeki makaslama bağlanma dayanımında değişikliğe neden olmayacağı,

H_{03}: Termal yaşlandırmanın bağlanma dayanımı üzerinde herhangi bir etkisinin bulunmayacağı,

kabul edilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. DENTAL SERAMİKLER

Dental seramikler, kayıp veya hasar görmüş dişlerin yerine konmasında kullanılan protezlerin yapımında görev alan (32), metalik özellik göstermeyen ve farklı amaçlara yönelik olarak geliştirilen inorganik malzemelerdir (33). Diş hekimliğinde bu malzemeler; yüksek basınç ve aşınma direnci, kimyasal kararlılık, biyouyumluluk, estetik görünüm, yarı geçirgenlik (translusensi), floresans ve doğal dişe benzer termal genleşme katsayısı gibi özellikleri nedeniyle estetik ve fonksiyonel restoratif uygulamalarda yaygın olarak tercih edilmektedir (33,34).

Seramikler kırılgan malzemelerdir; bu, yüksek basma dayanımına sahip olmalarına karşın düşük çekme dayanımı gösterdikleri ve çok düşük deformasyon (%0,1–0,2) altında bile kırılabilecekleri anlamına gelir. Dental seramiklerin restoratif malzeme olarak kullanımındaki en önemli dezavantaj, ağız içindeki fonksiyonel kuvvetlere dayanma yeteneklerinin sınırlı olmasıdır. Bu nedenle seramikler başlangıçta premolar ve molar bölgelerde sınırlı olarak kullanılmıştır. Ancak malzemelerdeki gelişmeler, posterior bölgelerde uzun köprü restorasyonları ve dental implant üst yapılarında da kullanılmalarını mümkün kılmıştır (35,36).

2.1.1. Dental Seramiklerin sınıflandırılması

Dental restorasyonlarda malzeme seçiminde; estetik, mekanik özellikler, klinik endikasyonlar ve uzun ömürlülük gibi birçok faktörün dikkatle değerlendirilmesi gerekir (37,38). Farklı materyallerin karşılaştırılmasını ve uygun malzeme seçimini kolaylaştıran sınıflandırma sistemleri, seramiklerin anlaşılmasında önemli bir rol oynamaktadır (39). Seramikler için ideal bir sınıflandırma sistemi belirli temel özelliklere sahip olmalıdır. Öncelikle, malzemelerin mikroyapı, kimyasal bileşim, üretim yöntemi, translusentlik veya klinik endikasyonlara göre açık ve belirgin şekilde gruplandırılmasını sağlamalıdır (39). Yeni materyallerin mevcut sisteme kolaylıkla entegre edilebilmesi, güncel ve sürdürülebilir bir sınıflandırmanın temel koşuludur (39). Dental seramikler; bileşim, üretim yöntemi, optik özellikler, bağlanma

protokolleri ve diğer önemli kriterlere göre çeşitli gruplara ayrılabilmektedir. Bu sistematik yaklaşım, klinisyenlerin uygun malzemeyi seçmelerine ve doğru uygulama yöntemlerini belirlemelerine yardımcı olmaktadır (39). Dental seramiklerin farklı türleri mikroyapı ve bileşimleri esas alınarak Tablo 2. 1' de sınıflandırılmıştır (39).

Tablo 2. 1 Dental seramiklerin farklı türleri mikroyapı ve bileşimlerine göre sınıflandırılması

Cam-Matriks Seramikler	• Feldspatik seramikler • Sentetik seramikler: ▪ Lösit ile güçlendirilmiş seramikler ▪ Lityum disilikat seramikler ▪ Zirkonya ile güçlendirilmiş seramikler
Rezin-Matriks Seramikler	• Rezin nanoseramikler • Polimer-infiltre seramik ağ yapıları (PICN)
Polikristalin Seramikler	• Alümina • Zirkonya ▪ 3Y-TZP ▪ 4Y-PSZ ▪ 5Y-PSZ ▪ Multilayer (Çok katmanlı) ▪ Multichromatic (Çok renkli)

2.1.1.1. Cam-matriks seramikler

Cam-matriks seramikler, genel olarak iki alt grupta sınıflandırılmaktadır: Doğal kökenli materyaller (feldspatik seramikler) ve sentetik materyaller (lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler, lösit ile güçlendirilmiş seramikler ve zirkonya ile güçlendirilmiş seramikler) (39).

A) Cam-matriks seramikler / Feldspatik seramikler

Feldspatik seramikler, doğal feldspatlar ($NaAlSi_3O_8$, $KAlSi_3O_8$), kaolin ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$), kuvars ($SiO_2$) ve çeşitli metal oksit katkılarından oluşan üçlü bir sistemdir (38). Estetik ve benzersiz özellikleri sayesinde, feldspatik seramikler restoratif diş hekimliğinde uzun yıllardır önemli bir rol oynamaktadır (40). Doğal

feldspatlar seramiğe dayanıklılık ve stabilite kazandırırken, kaolin ince partikül boyutu ve yüksek plastisitesi ile işlenebilirliği artırır. Kuvars, seramik matrisine yapısal bütünlük ve mekanik dayanıklılık sağlar; partikül boyutu ve dağılımı, seramiğin translusentliği ve mukavemetini etkiler(39). Feldspatik seramikler ayrıca renk, opasite, termal genleşme ve kimyasal stabiliteyi düzenlemek amacıyla çeşitli metal oksit katkıları içerir. Titanyum dioksit (TiO_2) opasiteyi kontrol ederken, krom oksit (Cr_2O_3) renk için ve nadir toprak element oksitleri optik özellikleri iyileştirmek için kullanılır. Bu seramikler hidroflorik asit ile pürüzlendirilebilir ve estetik performansları nedeniyle tercih edilir (41). Ancak mekanik dayanıklılıkları düşük olduğundan, genellikle seramik veya metal altyapılar üzerine veneer olarak uygulanırlar (42).

B) Cam-matriks seramikler / Sentetik seramikler

B1) Cam-matriks seramikler / Sentetik seramikler / Lösitle güçlendirilmiş seramikler

Lösitle güçlendirilmiş seramikler, yüksek oranda lösit kristali ($KAlSi_2O_6$) içermeleri sayesinde gelişmiş mekanik özellikler gösterir (42). Lösit kristalleri, cam fazı ile arasındaki termal uyumsuzluktan kaynaklanan lokal artık gerilmeler oluşturarak, çatlak yön değiştirme (crack deflection) ve enerji dağılımı yoluyla malzemenin mekanik dayanımını artırır. Ayrıca, lösitin kırılma indisinin feldspatik cama yakın olması, yarı saydamlığın korunmasını sağlayarak doğal dişlerin optik özelliklerinin taklit edilmesine olanak tanır (43). Lösitle güçlendirilmiş seramiklerin eğilme dayanımı (143–164 MPa), lityum disilikat ve zirkonyadan düşük olsa da, uygun rezin bağlantısı ile yük taşıma kapasiteleri artırılabilir. Lösit kristalleri, feldspatik seramiğin 1150 °C'de pişirilmesiyle oluşur (42). Benzer bağlantı stratejileri kullanıldığında, lösit ve lityum disilikat takviyeli cam seramik kronların kırılma dayanımlarının benzer olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle, lösitle güçlendirilmiş cam seramikler genellikle veneer, inley, onley ve kron restorasyonlarında tercih edilir (39).

B2) Cam-matriks seramikler / Sentetik seramikler / Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler; lityum oksit (Li_2O), kuvars (SiO_2), fosfor pentoksit (P_2O_5), potasyum oksit (K_2O), alümina (Al_2O_3) ve renk verici oksitlerden oluşur. Bu seramiklerde kristal faz baskın olup cam faz oranı görece düşüktür. Bu bileşim, yüksek mekanik dayanım, üstün estetik özellikler ve güçlü bağlanma performansı kazandırarak lityum disilikat seramikleri dental restorasyonlarda en çok tercih edilen materyallerden biri haline getirmiştir. Tam kristalizasyon sonrası 360 ± 60 MPa eğilme dayanımı ve 2.0–2.5 MPa kırılma tokluğuna ulaşarak normal oral fonksiyonlar sırasında oluşan kuvvetlere karşı yeterli direnç sağlar (44). Yarı saydamlık, estetik restorasyonlarda önemli bir özelliktir; çünkü doğal ışığın materyalden geçişine olanak tanır. Lityum disilikat seramikler, mükemmel yarı saydamlıkları sayesinde mevcut dentisyonla uyumlu bir görünüm sağlar (44). Bu materyaller, hidroflorik asit ile aşındırma**,** silan bağlayıcı ajanlar ve rezin siman kullanılarak etkin bir şekilde bağlanabilir. Lityum disilikat seramikler genellikle veneer, kron, inley, onley ve üç üyeli sabit dental protezlerin (özellikle premolar bölgede) üretiminde kullanılır. Ancak uzun gövdeli sabit parsiyel protezlerde uzun dönem klinik veriler henüz yeterli değildir (44).

B3) Cam-matriks seramikler / Sentetik seramikler / Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) malzemeler

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) malzemeler, lityum disilikat ile %8–12 oranında zirkonya partiküllerini güçlendirme fazı olarak birleştirir. ZLS malzemeler, homojen bir cam matrisi içinde yuvarlak ve 1 μm'den küçük, uzamış lityum metasilikat (Li_2SiO_3) ve lityum ortofosfat (Li_3PO_4) taneleri içerir (44). Tetragonal zirkonya doldurucuları, cam matriksi içinde dağılarak malzemelerin dayanımını ve kırılma direncini artırır. ZLS'nin işlenebilirliği lityum disilikatlardan daha düşüktür ve cam seramikler arasında en zor işlenen olarak tanımlanır. Bunun nedeni, zirkonya dolduruculuların cam matrise göre daha sert ve aşındırıcı olması ile tanelerin düzensiz dağılımı ve farklı yönelimleridir. ZLS, aside duyarlıdır ve ideal asit konsantrasyonu ile aşındırma süreleri belirlenmelidir (44).

2.1.1.2. Rezin matriks seramikler (RMCs)

Rezin matriks seramikler (RMC), seramik ve polimerlerin avantajlarını birleştirmek amacıyla geliştirilmiştir. Temel amaçları; doğal dentinin elastikiyet modülüne benzerlik sağlayarak oklüzal kuvvetlerin dengeli dağılmasını ve diş yapısının korunmasını sağlamak, cam veya polikristalin seramiklere kıyasla daha kolay işlenebilirlik sunmak, kompozit rezinle kolay tamir imkanı sağlamaktır (41). RMC'ler ağırlıkça %50'den fazla inorganik bileşen içerir ve estetik, dayanıklılık ve adezyon özellikleri nedeniyle dental seramik sınıfında değerlendirilir. Mikroyapısına göre ikiye ayrılır: Polimer infiltreli seramik ağlar (PICN) ve rezin nanoseramikler (RNC) (39).

A) Rezin matriks seramikler / Polimer infiltreli seramik ağlar (PICN)

PICN'ler, feldspatik seramik ağ (%86) ve polimer matriksten (%14) oluşur (45). Gözenekli seramik ağa polimer infiltre edilerek üretilir. Seramik ağ dayanıklılık ve aşınma direnci sağlarken, polimer faz tokluk ve esneklik kazandırır. PICN restorasyonlarında, uzun süreli bağ dayanımı için hidroflorik asit (HF) ve silanlama önerilir (45). Vita Enamic (Vita Zahnfabrik), bu gruba örnek olup kron, inley, onley, veneer ve implant destekli kronlarda kullanılır (39).

B) **Rezin matriks seramikler / Rezin nanoseramikler (RNC)**

RNC'ler, yüksek oranda çapraz bağlı polimer reçine içinde dağılmış nanoseramik partiküllerden oluşur. Lava Ultimate (3M ESPE) ve Cerasmart (GC) yaygın örneklerdir (46). Lava Ultimate, 4–11 nm silika ve 20 nm zirkonya partikülleri içerir (46).

2.1.1.3. Polikristalin seramikler

Polikristalin seramikler, yüksek dayanıklılık ve mukavemetleriyle bilinen seramik grubudur. Dental restorasyonlarda yaygın olarak kullanılan iki polikristalin seramik türü alüminyum oksit seramikleri (alümina) ve zirkonyum oksit (zirkonya) seramikleridir (39).

A) Polikristalin seramikler / Alümina

Alüminyum oksit seramikleri, diş hekimliğinde özellikle kron ve köprü yapımında yaygın olarak kullanılmaktadır. Ana kristal fazı korundum (Al_2O_3) olup, α-, β-, γ- ve δ-Al_2O_3 gibi farklı kristal fazlarda bulunabilir. Bu fazlar, çeşitli koşullar altında farklı kararlılık ve özellikler gösterir. Dental restorasyonlarda en yaygın kullanılan faz α-Al_2O_3'tür. Genellikle alümina içeriği %50'nin üzerinde olan bu seramikler, yeterli mekanik dayanım sağlar. Mikroyapı olarak, nispeten düşük kırılma tokluğuna sahiptir. Dış kuvvetler altında yüzeyde ince çatlaklar oluşabilir ve bu çatlaklar hızla ilerleyerek ani kırılmalara neden olabilir (39,47). Bu nedenle, kırılma tokluğu daha yüksek olan zirkonya gibi alternatif malzemeler tercih edilmektedir (39).

B) Polikristalin seramikler / Zirkonya

Tez çalışmasının ana konusunu oluşturması nedeniyle zirkonyum oksit seramikleri (zirkonya), izleyen başlık altında ayrıntılı olarak ele alınacaktır.

2.2. ZİRKONYA

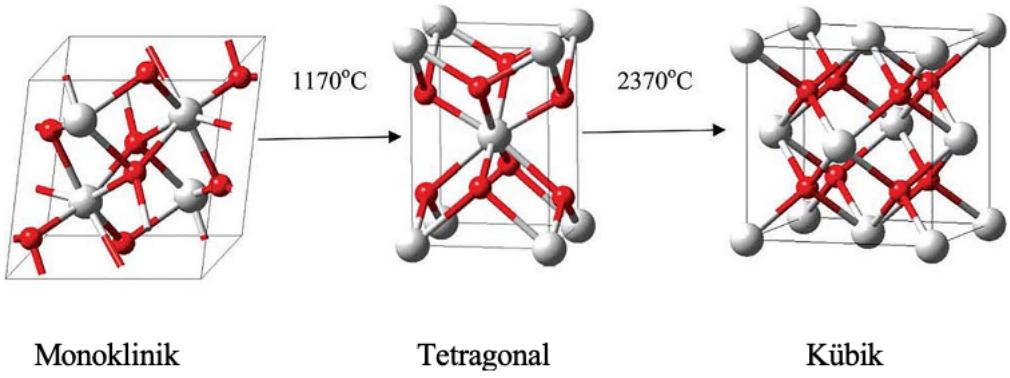
Diş hekimliğinde zirkonya, restoratif materyal olarak sahip olduğu üstün özellikler ve metal desteksiz estetik restorasyonlara yönelik artan talepler nedeniyle yaygın biçimde kullanılmaya başlanmıştır. Mükemmel biyouyumluluğu, kimyasal kararlılığı, yüksek mekanik dayanımı ve estetik özellikleri sayesinde zirkonya, günümüzde en çok tercih edilen seramik restoratif materyaller arasında yer almaktadır (48). Zirkonya, geçiş metali olan zirkonyumun polikristalin dioksit formudur (49). İlk olarak 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından tanımlanmıştır (48). Zirkonyum elementi doğada saf halde bulunmaz. Pek çok farklı bileşik halinde bulunabilir; bunların en bilinenleri zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2)'tir. Zirkonyum silikatın diğer adı zirkondur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyittir. Diş hekimliğinde kullanımı uygun olmayan bu minerallerin uzun ve karmaşık işlemler sonucunda ayrıştırılması ile saf zirkonya tozu elde edilir (49).

2.2.1. Zirkonyanın Mikroyapılarına Göre Sınıflandırılması

2.2.1.1. Stabil olmayan saf zirkonya

Zirkonya, sıcaklığa bağlı olarak farklı kristal yapılarda bulunabilen üç ana faza sahiptir (Şekil 2. 1). Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazda kararlıdır. Sıcaklık yaklaşık 1170°C'ye kadar arttığında zirkonya monoklinik fazını korur, bu noktadan sonra tetragonal faza dönüşür ve sıcaklık 2370°C'nin üzerine çıktığında ise kübik faza geçiş yapar (50,51). Soğuma sürecinde, tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü meydana gelir ve bu dönüşüm sırasında yaklaşık %3–5 oranında hacim artışı gözlenir. Bu genleşme sonucu ortaya çıkan iç gerilmeler, zirkonya yapısında mikro çatlakların ve çatlak uçlarında basınç gerilmelerinin oluşmasına neden olur. Bu basınç gerilmeleri, çatlak ilerlemesini sınırlayarak zirkonyanın tokluğunu artırabilir(48). Bu olgu, zirkonya seramiklerde dayanım ve kırılma tokluğunu artıran "transformasyon sertleşmesi" (transformation toughening) olarak adlandırılır (52).

Ancak, bu faz dönüşümleri kontrolsüz bir şekilde gerçekleştiğinde, oluşan hacim değişimleri malzemenin kırılmasına yol açabilmektedir. Bu nedenle saf zirkonya, çoğu endüstriyel ve dental uygulama için uygun değildir ve genellikle aşındırıcı malzeme olarak kullanılmaktadır (48).



Şekil 2. 1 Zirkonyanın kristal fazları ve bu fazlar arasındaki dönüşüm sıcaklıkları (51)

2.2.1.2. Parsiyel stabilize zirkonya (PSZ)

Saf zirkonya, diş hekimliğinde restoratif uygulamalar açısından tek başına kullanıma uygun değildir (53). Saf zirkonyanın içerisine magnezyum oksit (MgO),

yitriyum oksit (Y_2O_3), kalsiyum oksit (CaO) ve seryum oksit (Ce_2O_3) gibi dengeleyici oksitlerin ilave edilmesiyle, malzemenin oda sıcaklığı gibi normal koşullarda tetragonal veya kübik fazda kararlı kalması sağlanmaktadır. Bu işlem, gerilme kaynaklı tetragonal–monoklinik faz dönüşümünü kontrol altına alarak çatlak oluşumunu önlemeyi amaçlar (54). Zirkonya 1170°C'nin üzerine ısıtıldığında monoklinik fazdan tetragonal faza geçer; ancak soğutma işlemi sonrasında, saf zirkonyadan farklı olarak, ana faz olarak kübik, yan fazlar olarak ise tetragonal ve monoklinik fazların bir arada bulunduğu bir yapı elde edilir. Bu şekilde, stabilizatör katkısı ve uygun ısıl işlem sonucunda parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) üretilir. Böylece, kontrolsüz faz dönüşümleri önlenmiş olur (55). Diş hekimliği alanında yapılan çalışmalarda, mekanik dayanım özellikleri açısından en uygun zirkonya türünün PSZ olduğu bildirilmiştir (56).

2.2.1.3. Tam stabilize zirkonya (FSZ)

Saf zirkonya içerisine belirli oranlarda dengeleyici oksitlerin eklenmesiyle elde edilmektedir. Yaklaşık olarak %16 mol CaO (hacimsel olarak %7,9), %16 mol MgO (hacimsel olarak %5,86) veya %8 mol Y_2O_3 (hacimsel olarak %13,75) ilavesi sonucunda, oda sıcaklığından 2500°C'ye kadar faz dönüşümü göstermeyen ve yalnızca kübik fazdan oluşan bir yapı elde edilir (57). Sertlik ve termal şok direnci yüksek olan bu malzeme, genellikle seramik endüstrisinde aşındırıcı veya yüksek sıcaklığa dayanıklı malzeme olarak kullanılmaktadır. Ancak, diş hekimliği uygulamalarında herhangi bir kullanım alanı bulunmamaktadır (58).

2.2.2. Zirkonyanın Jenerasyonlarına Göre Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyalar, itriya (Y_2O_3) konsantrasyonu ve buna bağlı olarak kristalin fazların stabilitesine göre birkaç ana gruba ayrılmaktadır (59):

Zirkonyanın ilk kullanımında, %8 mol itriya eklenmiş kübik stabilize zirkonya (CSZ) yaygın olarak kullanılmıştır (60). Yüksek itriya içeriği sayesinde CSZ, oda sıcaklığında stabil kübik faz yapısını korur. Kübik fazın izotropik yapısı CSZ'ye iyi bir translusensi (ışık geçirgenliği) kazandırır (61); ancak yalnızca kübik fazdan oluştuğu için faz dönüşümüyle tokluk kazanma özelliği bulunmaz. Bu nedenle mekanik dayanımı sınırlıdır ve diş hekimliği uygulamalarında kullanımı kısıtlı

kalmıştır (59). Bileşim, özellikler ve endikasyonlar açısından dental zirkonya materyallerinin güncel sınıflandırması Tablo 2.2' de verilmiştir.

Tablo 2. 2 Bileşim, özellikler ve endikasyonlar açısından dental zirkonya materyallerinin güncel sınıflandırması (52)

Zirkonya Jenerasyonu	**Bileşim**	**Özellikler**	**Endikasyonlar**
Birinci jenerasyon	3Y-TZP	Yüksek dayanıklılık ve tokluk	Alt yapı olarak kullanılır
İkinci jenerasyon	3Y-TZP (azaltılmış alümina içeriği ile)	Artırılmış translusentlik	Porselen kaplamalı veya monolitik posterior restorasyonlar
Üçüncü jenerasyon	4Y-PSZ (Yüksek dayanımlı PSZ) 5Y-PSZ (Yüksek translusent zirkonya)	Daha yüksek translusentlik	Anterior ve posterior bölgelerde monolitik tek kronlar; anterior bölgede üç üyeli köprüler
Yeni jenerasyon	UHTZ (Ultra yüksek translusent zirkonya)	5Y-PSZ'ye benzer mükemmel translusentlik ve eğilme dayanımı	İnley, onley ve lamina veneer restorasyonlar

2.2.2.1. Birinci jenerasyon

Zirkonyanın mekanik özelliklerini iyileştirmek amacıyla, araştırmacılar itriya katkı miktarını azaltarak 3Y-TZP (3 mol% itriya ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri) geliştirmiştir. Bu yapı, transformasyon sertleşmesi özelliği sayesinde üstün mekanik dayanım sergiler (52). Ancak, düşük sıcaklıkta bozunmaya (Low temperature degradation-LTD) karşı hassasiyetini azaltmak ve mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla %0,25–0,5 oranında alümina eklenmiştir. Bununla birlikte, bu ekleme ışık saçılımını artırarak translusensi üzerinde olumsuz bir etki yaratmıştır (59).

2.2.2.2 İkinci jenerasyon

3Y-TZP'nin estetik performansını artırmak amacıyla, araştırmacılar alümina içeriğini %0,05'e düşürüp La_2O_3 (lantanyum oksit) eklemiş ve yüksek translusent zirkonya (High-Translucent Zirconia) olarak adlandırılan yeni bir materyal geliştirmiştir (62). Bu malzeme, porselen veneerleme gerektirmeden monolitik zirkonya kronların üretiminde doğrudan kullanılabilmektedir. Ancak translusensi açısından hala geliştirme potansiyeli bulunduğundan, daha çok posterior dişlerde kullanılmaktadır (63).

2.2.2.3. Üçüncü jenerasyon

Teknolojik ilerlemelerle birlikte, araştırmacılar zirkonyanın translusensini artırırken mekanik dayanımını korumaya yönelik çalışmalara devam etmişlerdir. İtriya konsantrasyonunun dikkatli bir şekilde ayarlanmasıyla 4Y-PSZ, 5Y-PSZ ve 6Y-PSZ gibi yeni nesil materyaller geliştirilmiştir (59).

4Y-PSZ (yüksek dayanımlı PSZ), 3Y-TZP ile yüksek translusent 5Y-PSZ arasında bir ara bileşime sahip olup, mekanik özelliklerde önemli bir kayıp olmadan daha yüksek translusens sağlar (59). 5Y-PSZ ise yaklaşık %50 oranında kübik faz içerir ve bu nedenle yüksek translusensli ancak daha düşük mekanik dayanımlı bir zirkonya türü olarak bilinir (64). DIN EN ISO 6872 standardına göre;

- 4Y-PSZ, molar bölgeler dahil üç üyeli köprülerin monolitik restorasyonlarında,
- 5Y-PSZ ise anterior ve posterior bölgelerde tek kronlarda ve anterior bölgede üç üyeli köprülerde kullanılabilir (65).

Buna karşın, dört üyeli sabit parsiyel protezlerde klinik kullanımı önerilmemektedir (66).

2.2.2.4. Yeni jenerasyon

6Y-PSZ düşük mekanik özellikleri nedeniyle sınırlı klinik kullanıma sahiptir. Ancak son yıllarda 6Y-PSZ temelli ultra yüksek translusent zirkonya (UHTZ) geliştirilmiş olup, bu materyal 5Y-PSZ'ye benzer bükülme dayanımı ile birlikte üstün

translusensi sunmaktadır. Bu nedenle UHTZ, inley, onley ve laminate veneer gibi estetik odaklı restorasyonlarda yeni bir seçenek olarak öne çıkmaktadır (59).

2.2.3. Monolitik Zirkonya

Monolitik restorasyonlar, veneer uygulanmadan ya da minimal düzeyde veneer uygulamasıyla üretilen restorasyonlardır (67). Bu restorasyonlar, tabakalı seramik sistemlerin teknik karmaşıklığını azaltmakta, sıklıkla karşılaşılan porselen atması komplikasyonlarını önlemekte (68) ve CAD/CAM teknolojisinin kullanımı sayesinde hem üretim sürecinde verimlilik sağlamakta hem de marjinal uyumu artırmaktadır. Böylece, daha hızlı, maliyet açısından avantajlı ve klinik olarak öngörülebilir restorasyonların elde edilmesi amaçlanmaktadır (59). Monolitik zirkonya restorasyonlar, translusentlik özelliklerine göre translusent ve opak olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır (69). Opak zirkonya tipi, yüksek eğilme direnci nedeniyle posterior bölgelerde tercih edilirken; translusent tip, içerdiği kübik faz oranı sayesinde daha doğal bir estetik görünüm sunmakta, ancak mekanik dayanımı görece daha düşüktür (59). Monolitik zirkonya restorasyonlar, metal-seramik ve porselen tabakalı restorasyonlara kıyasla belirgin avantajlar sunmakta ve klinik uygulamalarda yaygın şekilde kullanılmaktadır. Geleneksel metal-seramik restorasyonlarla karşılaştırıldığında, monolitik zirkonya restorasyonlar kısa dönemde yüksek sağkalım oranları göstermiş ve bir yıllık takip süresinde kırık riskinin belirgin şekilde azaldığı rapor edilmiştir (67). Ayrıca, monolitik zirkonya restorasyonların uygulanması için gerekli diş preparasyonu daha azdır; bu durum, doğal diş dokusunun korunmasına katkı sağlamaktadır (68). Bununla birlikte, bu materyallerin uzun dönem klinik performansını ve kullanım sınırlarını ortaya koymak için daha kapsamlı bilimsel verilere ve standardize laboratuvar ile klinik protokollere ihtiyaç duyulmaktadır (59).

2.2.4. Çok Katmanlı Zirkonya

Yaygın olarak kullanılan yüksek dayanımlı monolitik zirkonya restorasyonların, yüksek mukavemetlerine rağmen, düşük saydamlıkları nedeniyle kullanımı estetik açıdan sınırlıdır (70). Bu sınırlamanın üstesinden gelmek amacıyla, son yıllarda çok katmanlı zirkonya blokları, monolitik zirkonya restorasyonlarının üretiminde kullanılmaktadır. Bu bloklar doğal dişlerin optik özelliklerini, doğal dentin

ve mine katmanlarındaki saydamlık ve renk geçişlerini taklit eder (71). Mine katmanı, dentin katmanına göre daha saydamdır; bu nedenle estetiğin kritik olduğu anterior tekli kronlar, veneerler ve implant üst yapıları için ideal bir tercihtir. Bu çok katmanlı zirkonyaların saydamlık ve renk geçişleri, renklendirici maddelerin veya itriyum konsantrasyonunun ayarlanmasıyla hassas biçimde kontrol edilebilir (72). Çok katmanlı zirkonya, mine katmanı olarak 5Y-PSZ ve dentin katmanı olarak 4Y-PSZ içerir. Mine katmanından dentin katmanına doğru tane boyutu ve kübik faz içeriği kademeli olarak azalır (67). Bu yapısal tasarım, yüzeyden iç katmanlara doğru bir saydamlık gradyanı sağlayarak restorasyonun hem estetiğini hem de fonksiyonunu optimize eder (59). Araştırmalar, %8,5–9,5 mol itriyum ile katkılanmış çok katmanlı zirkonyanın, geleneksel monolitik zirkonyaya kıyasla translusensi (TP) ve renk yansıtma (color rendering) (CR) değerlerinde daha üstün olduğunu göstermektedir (64). Daha düşük yüzey sertliği sayesinde çok katmanlı zirkonya, üstün aşınma direnci göstermektedir ve bu nedenle karşıt dişlerin korunmasında avantaj sunabilir. Eğilme (bending) dayanımı, Weibull modülü ve kırılma tokluğu dikkate alındığında, çok katmanlı zirkonyalar anterior tek kronlar ve üç üyeli sabit protezlerin üretimi için uygundur (73).

Çok katmanlı zirkonya bir monolitik zirkonya formu olduğundan ve klinik uygulamalarda doğrudan ağız ortamına maruz kaldığından, yaşlanma direnci özellikle önemlidir. Araştırmalar, düşük ısıda bozunma (LTD) sürecinin çok katmanlı zirkonyanın sertliğini, rengini veya saydamlığını önemli ölçüde etkilemediğini göstermekte ve klinik kullanımda uzun dönem güvenilirliğini göstermektedir (59). Teknolojik ilerlemelerle, başlangıçtaki ML (çok katmanlı zirkonya) formundan STML (süper translusent çok katmanlı zirkonya) ve UTML (ultra translusent çok katmanlı zirkonya) formlarına geçişte, itriyum konsantrasyonu artırılarak sadece translusensi ve estetik performans geliştirilmekle kalmamış, yaşlanma direnci de önemli ölçüde artırılmıştır (74). En yüksek kübik faz içeriğine sahip UTML, en büyük tane boyutuna ve en iyi yaşlanma direncine sahiptir. Buna karşılık, ML formundaki zirkonyaların yaşlandırma işleminden sonra monoklinik faz içeriğinde artış gösterirken, STML ve UTML formundaki zirkonyalar 12 saatlik yaşlandırma işleminden sonra bile düşük ısıda bozunma belirtileri gözlenmemiştir; bu, LTD'nin bu iki materyalin performansı üzerindeki etkisinin minimal olduğunu kanıtlamaktadır. Al_2O_3 içermeyen ve yalnızca

yüksek kübik faz içeriğine dayanan UTML, mükemmel yaşlanma direnci göstermektedir (75).

Çok katmanlı zirkonyanın üretim süreci, birden fazla zirkonya katmanı içermesi nedeniyle daha karmaşıktır. Bu durum estetik açıdan daha tatmin edici restorasyonlar sağlarken, üretim süresi ve maliyeti artırabilir. Ayrıca, çalışmalar çok katmanlı zirkonyanın aşınma desenlerinin geleneksel 3Y-TZP'ye kıyasla daha belirgin olduğunu, daha yüksek hacim kaybı ve daha derin aşınma gösterdiğini ortaya koymaktadır (59). Bu nedenle, çok katmanlı zirkonyanın restorasyon materyali olarak seçimi sırasında restorasyon tasarımı, mevcut klinik verilerle birlikte değerlendirilerek uzun dönem dayanıklılık sağlanmalıdır (59).

2.2.5. Düşük Isıda Bozunma (Low Temperature Degradation-LTD)

Düşük ısıda bozunma (LTD), diğer bir ifadeyle yaşlanma, kısmen stabilize edilmiş tetragonal faz yapısına sahip zirkonyanın oda sıcaklığında spontan olarak monoklinik faza dönüşmesi olayıdır. Transformasyon sertleşmesinden farklı olarak, bu süreç kontrol edilemez (59). LTD genellikle zirkonya yüzeyinde başlar ve ardından kademeli olarak iç kısımları etkiler; bu durum mikro çatlakların oluşmasına ve mekanik özelliklerin azalmasına yol açabilir. Mikro çatlaklar genişledikçe, malzeme kırılabilir. Özetle, LTD dönüşümü kontrolsüz bir şekilde, çatlak olmayan bölgelerde gerçekleşir. Dönüşümle birlikte yaklaşık %4'lük hacim genişlemesi, iç gerilme oluşumuna yol açar ve bu da daha fazla çatlak oluşumunu tetikleyerek zirkonyanın mekanik özelliklerini düşürür (76). Belirli işlem koşulları, çevresel nem, mekanik gerilmeler ve 200–300 °C civarındaki sıcaklıklar, LTD sürecini hızlandırabilmektedir (77). Bu durum, ağız içindeki düşük sıcaklık ve yüksek nem ortamı açısından kritik öneme sahiptir; çünkü LTD bu koşullar altında kademeli olarak meydana gelebilir (59).

2.2.6. Zirkonyanın Üretimi

Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemlerine uygun zirkonya blokların üretiminde üç farklı yöntem mevcuttur. Seçilen üretim yöntemi, malzemenin tane

boyutu, gözeneklilik oranı ve mikro çatlak dağılımını etkileyerek mekanik özelliklerini doğrudan belirler (57).

2.2.6.1. Sinterlenmemiş zirkonya bloklar

Bu blok tipi, Y-TZP tozunun herhangi bir sinterleme uygulanmadan basınçsız presleme yöntemi ile şekillendirilmesiyle elde edilir. Elde edilen bloklar tebeşir kıvamında ve oldukça yumuşaktır; bu sayede kazıma işlemleri hızlı bir şekilde gerçekleştirilebilir. Kazıma işlemi tamamlandıktan sonra yapılan sinterleme ile malzeme yoğunlaştırılır ve gerekli mekanik özellikler kazandırılır (57).

2.2.6.2. Yarı sinterlenmiş (non-HIP) zirkonya bloklar

Literatürde "yarı sinterlenmiş" veya "non-HIP" zirkonya blokları olarak adlandırılan bu materyaller, ham zirkonya tozunun 500 °C'de yaklaşık 30 dakika ön sinterleme işlemine tabi tutulmasıyla elde edilir. Sinterleme işlemi tamamlanmadığı için yapı oldukça gözenekli olup, bu durum zirkonyanın mekanik özelliklerini sınırlamaktadır (57). Sinterlenmemiş bloklar, CAD/CAM sistemlerinde elmas veya karbür frezler kullanılarak ve su soğutmalı ortamda "green machining" olarak bilinen ham şekillendirme işlemine tabi tutulur. Blokların üretimi sırasında henüz gerçekleşmemiş olan yaklaşık %25'lik sinterleme çekmesi nedeniyle restorasyonlar normal boyutlarından daha büyük olacak şekilde frezelenir. Şekillendirme tamamlandıktan sonra, bloklar firmaya bağlı olarak değişen süre ve derecede (genellikle 1350–1500 °C arasında 2–5 saat) sinterlenerek yoğun ve mekanik olarak dayanıklı hâle getirilir (57). Yarı sinterlenmiş zirkonya blokların, tam sinterlenmiş bloklara kıyasla daha kısa sürede ve düşük maliyetle işlenebilmesi; ayrıca renklendirici solüsyonlar kullanılarak istenilen tonlarda renklendirilebilmesi, bu materyallerin önemli avantajları arasında yer almaktadır (57).

2.2.6.3. Tam sinterlenmiş zirkonya bloklar

Tam sinterlenmiş zirkonya blokların üretimi, öncelikle yaklaşık 1500 °C'de sinterlenerek %95 yoğunluğa ulaşmaları ile başlar. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1400–1500 °C arasında, yüksek basınçlı izostatik bir ortamda ve

genellikle argon gazı kullanılarak ısıtma işlemi uygulanır (57). Bu süreç sonucunda bloklar siyah-gri bir renk alır ve atmosfer basıncı altında oksitlenip beyazlaşana kadar sinterleme devam eder. Sinterleme tamamlandığında blokların yoğunluğu yaklaşık %99'a ulaşır (54). Tam sinterlenmiş bloklarda sinterleme aşındırmadan önce tamamlandığı için, malzemenin büzülmesi bu aşamada gerçekleşir; bu nedenle restorasyonun son boyutlarına uygun şekilde hazırlanması gerekir (57). Tam sinterlenmiş zirkonya blokların aşındırılması zordur; yüksek sertlikleri nedeniyle yalnızca özel frezeleme sistemleriyle işlenebilir ve bu durum işlem süresinin uzamasına yol açar. Ayrıca aşındırma işlemi, materyalin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilir (78).

2.2.7. Zirkonyanın Eklemeli Üretimle Elde Edilme Teknikleri

Son yıllarda, eklemeli üretim tekniklerinin diş hekimliğinde zirkonya altyapıların üretiminde kullanımına yönelik çalışmaların literatürde belirgin bir artış gösterdiği bildirilmektedir (79). Zirkonyanın eklemeli üretiminde kullanılan yöntemler; vat polimerizasyonu (stereolitografi [SLA] ve dijital ışık işleme [DLP]), seçici lazer sinterleme, seçici lazer eritme, doğrudan malzeme püskürtme, bağlayıcı püskürtme, eriyik biriktirme modelleme ve nanopartikül püskürtme olarak sınıflandırılmaktadır (80).

2.2.8. Zirkonyaya Uygulanan Yüzey İşlemleri

Zirkonya seramiklerin üstün mekanik özellikleri ve yüksek biyouyumluluğu, onları geleneksel metal destekli porselen restorasyonlara alternatif haline getirmiştir. Ancak en büyük kısıtlılığı, yüzeyinin kimyasal olarak inert olmasından dolayı yeterli bağlanmanın sağlanmasındaki güçlüktür (81). Oksit seramikler cam fazı içermediği ve yüksek kristalin yapıya sahip olduğu için, zirkonya yüzeyi asitle pürüzlendirilemez; bu da geleneksel asitleme yöntemlerinin kullanımını sınırlar. Cam seramiklerde kullanılan hidroflorik asit aşındırması ve ardından silan ajanlarının uygulanmasına dayanan geleneksel bağlanma protokolleri, zirkonya ile gerçek kimyasal ve mikromekanik bağlanmayı sağlayamaz (82). İşlem görmemiş zirkonya yüzeyleri, ön işlem uygulanmış yüzeylere kıyasla daha düşük bağlanma dayanımı ve daha fazla adeziv tipte başarısızlık göstermektedir (81). Zirkonyanın rezin simanla simantasyonu sırasında bağlantıyı güçlendirmek ve fasiyal yüzeyine

uygulanan veneering materyallerinin adezyonunu artırmak amacıyla çeşitli mekanik, kimyasal ve kemo-mekanik yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Mekanik işlemler arasında kumlama (airborne-particle abrasion, APA), selektif infiltre asitleme (SIE) ve farklı lazer sistemleriyle yapılan yüzey ışınlamaları yer alırken; kimyasal işlemler, yüzey enerjisini artıran plazma uygulamalarını ve metal oksitlerle kimyasal bağ oluşturabilen 10-metakriloloksidesil dihidrojen fosfat (MDP) monomerinin kullanımını kapsamaktadır. Bu yöntemlere ek olarak, tribokimyasal silika kaplama (TSC) ve düşük erime sıcaklıklı porselen tabakası uygulanması gibi kemo-mekanik yaklaşımlar hem mikromekanik tutuculuğu hem de kimyasal bağlanmayı bir arada hedeflemektedir (16).

2.2.8.1. Kumlama (Airborne-particle abrasion-APA)

Kumlama işlemi, genellikle sıkıştırılmış hava akımı içinde bulunan aşındırıcı taneciklerin (Al_2O_3 tanecikleri) kinetik enerjisinden yararlanır. Yüzeye hızla çarpan bu tanecikler, malzeme yüzeyinde mikro kesiler oluşturarak zirkonya yüzeyini pürüzlendirir ve hazırlar (83). Bu yüzey modifikasyonu, zirkonya yüzeyini kir ve kalıntılardan arındırarak, mikro pürüzlülük oluşturarak ve yüzey enerjisi ile ıslanabilirliği artırarak seramik ile adeziv arasındaki adezyonu güçlendirir (83). Ayrıca, kumlama işleminin MDP içeren primer veya rezin simanlarla birlikte kullanılması, uzun süreli ve dayanıklı bir zirkonya-rezin bağlanması sağlamıştır (84). Ancak çalışmalar, kumlamanın zamanla ilerleyebilen mikro çatlaklar oluşturabileceğini, bunun da zirkonya restorasyonlarının yorulma direncini düşürerek fonksiyon sırasında mekanik özelliklerin bozulmasına neden olabileceğini belirtmektedir. Bu nedenle mekanik yüzey işleminin etkinliği; kullanılan partikül boyutu, uygulanan basınç ve mesafe gibi faktörlerden etkilenir(81). Bu olumsuz etkiler, daha küçük partiküller, düşük basınçlar ve kısa uygulama mesafeleri kullanılarak azaltılabilir. Böylece, yüzeyde çatlak oluşumunu en aza inerken, seramik materyalin uzun dönem mekanik özellikleri korunarak bağ dayanımını da sürdürülür (84).

Shimoe ve arkadaşları bir çalışmasında iki farklı zirkonya türü (itriya ile stabilize tetragonal zirkonya polikristal [Y-TZP] ve seryum ile stabilize tetragonal zirkonya/alümina nanokompozit [Ce-TZP/A] ile bir indirekt kompozit rezin arasındaki

bağlanma dayanımı üzerinde Al_2O_3 ile yapılan kumlama partikül büyüklüğü ve basıncının etkisini değerlendirmiştir (4). Çalışmanın sonucunda daha büyük Al_2O_3 partikül boyutu veya daha yüksek basınç kullanılsa bile bağlanma dayanımı artmadığı bildirilmiştir. Bununla birlikte büyük partikül boyutları veya yüksek basınç, ince protez bölgelerinde kırılma ve yüzey hasarına neden olabileceği belirtilmiştir. Zirkonyaya zarar vermeden optimum bağlanma dayanımı elde etmek için 50 μm partikül boyutu ve 0,2–0,3 MPa kumlama basıncı önerilmiştir (4).

2.2.8.2. Lazer ışınlaması

Lazer teknolojilerinin kullanımı, son yıllarda diş hekimliği alanında giderek artan bir ilgi görmektedir (29). Zirkonya yüzeyine uygulanan yüzey işlemleri arasında, karbon dioksit (CO_2), neodimyum katkılı itriyum alüminyum garnet (Nd:YAG) ve erbiyum katkılı itriyum alüminyum garnet (Er:YAG) lazer sistemleri yer almaktadır(81). Bu lazerler aracılığıyla zirkonya yüzeyi ışınlanarak pürüzlendirilir ve mikromekanik bağlanma sağlanır. Literatürde, işlem uygulanmamış yüzeyler ile Er:YAG lazer ile muamele edilmiş yüzeylerin bağlanma performansının benzer olduğu bildirilmiştir (81). Bununla birlikte, Er:YAG lazer uygulaması sonucu yüzeyde mikro çatlaklar gözlemlenmiştir. Bu ısıdan zarar görmüş tabaka alt yapıya zayıf bir şekilde tutunmakta ve minimal mekanik yükler altında çatlak oluşumuna yol açabilmektedir (85).

Nd:YAG lazer ile yapılan aşındırma işlemi, seramik tabakasının kısmi erimesine ve kaynaşmasına neden olmakta; katılaşma süreci sonucunda pürüzsüz bir yüzey oluşmaktadır. Buna karşılık, CO_2 lazer uygulamaları, ısının etkisiyle konkoidal ve gözyaşı biçimli yüzey morfolojileri ortaya çıkarmaktadır. Çalışmalar, hem Nd:YAG hem de CO_2 lazer ile ışınlanmış yüzeylerin yeterli bağlanma dayanımı değerlerine ulaştığını göstermiştir (86). Bu lazer sistemleri dışında darbeli ytterbium fiber lazer (YFL) olarak adlandırılan yeni nesil lazer sistemleri, araştırmacıların ve bilim insanlarının dikkatini çekmiştir. YFL, 1030–1070 nm dalga boyu aralığında çalışan, 80 W'tan daha yüksek tepe gücüne ulaşabilen ve mikrosaniye süren darbeler üretebilen bir lazer türüdür. Bu özellikleri sayesinde, YFL sistemlerinin jinekoloji, abdominal cerrahi, kardiyovasküler cerrahi ve diş hekimliği gibi farklı tıp disiplinlerinde geniş bir uygulama potansiyeli bulunmaktadır (29). Yapılan önceki

çalışmalar, YFL'nin özellikle zirkonya yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde diğer lazer teknolojilerine kıyasla daha üstün performans sergilediğini ortaya koymuştur (87,88). Bu üstünlük, YFL'nin daha küçük bir odak çapına ulaşabilmesi ve böylece daha kontrollü, lokalize bir yüzey modifikasyonu sağlayabilmesi ile ilişkilendirilmektedir. Dolayısıyla, YFL'nin yüzey pürüzlendirme amacıyla dental seramiklerde kullanımına yönelik araştırmaların, adezyon mekanizmalarının iyileştirilmesi açısından gelecek vaat ettiği düşünülmektedir (29).

2.2.8.3. Selektif infiltre asitleme

Selektif infiltre asitleme, zirkonya seramikler için umut verici bir yüzey işlemidir. Bu yöntem, ısıl döngülerle zirkonya tanelerinin sınırlarına uygulanan stres aracılığıyla gerçekleşir. Zirkonya taneleri arasına erimiş bir cam ajanının seçici infiltrasyonu ile yüzeyde aşındırılmış ve gözenekli bir yapı oluşturulmakta, yüksek tutucu ve reaktif özellikte üç boyutlu nanoporöz bir ağın oluşumunu sağlamaktadır (81).

2.2.8.4. Plazma

Yüzey işlemi olarak yaygın kullanılan bir diğer uygulama da plazma uygulamasıdır. Maddenin dördüncü hali olarak adlandırılan plazma, reaktif oksijen ve nitrojen türlerinin (RONS), uyarılmış moleküllerin, yüklü parçacıkların, kimyasal olarak reaktif nötr parçacıkların ve ultraviyole (UV) radyasyonun bir karışımını oluşturarak antibakteriyel özelliklere sahip olan elektriksel olarak nötr iyonize bir gazdır (89). Atmosferik basınçlı düşük sıcaklıklı plazma işlemi hem rezin tipi organik malzemelere, hem de zirkonya ve titanyum gibi inaktif alt yapılara hidrofilik fonksiyonel gruplar kazandırdığı bildirilmiştir (90).

Plazma sistemleri; termodinamik özelliklerine (yüksek ve düşük sıcaklık) ve çalışma basınçlarına (düşük basınç ve atmosferik basınç) göre kategorize edilmektedir. Termal olmayan (soğuk) plazmalar, düşük sıcaklıklarda yüksek enerji içermektedir, termal dengede olmayan parçacıklara sahiptir (91). Bu plazma "soğuk atmosferik plazma" (CAP) olarak isimlendirilir . CAP, düşük uygulama sıcaklığı ve dokularda kabul edilebilir termal hasar göz önüne alındığında, sistemik biyomedikal tedaviler için umut verici bir cihaz olarak önerilmektedir (91).

Plazma uygulamaları, bir yüzeyin ıslanabilirliğini artırmanın yanı sıra oksit tabakasını da dönüştürebilir. Bu değişim, çevredeki dokuların proteinleri ve hücreleriyle etkileşim kurarak doku ve hücre adezyonunu güçlendirir (92). Diş hekimliğinde CAP, diş çürüğü, periodontal hastalıklar, implantoloji, diş beyazlatma, endodontik enfeksiyonlar, diş remineralizasyonu, kompozit rezinin bağlanma etkinliğini artırmak ve dental aletlerin dezenfeksiyonu gibi uygulamalarda kullanılmaktadır (93).

Sevilla ve arkadaşları (27) bir çalışmasında plazma grubunun kontrol grubuna göre temas açısını (˚) %73 azalttığını ve zirkonya yüzeyinin hidrofilitesinde artış olduğunu bildirmiştir. Temas açısı (˚), yüzeyin ıslanabilirliğini gösteren yüzey enerjisinin hesaplanmasında yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir (94). Valverde ve arkadaşları (26), ıslanabilirlik artışının yüzeyde artan oksijen atomlarına bağlı olabileceğini, bunun da yüzey polaritesini artırdığını bildirmiştir. Plazma işleminden sonra zirkonya yüzeyinin hidrofilitesindeki artış, yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği arttırır. Ayrıca temas açısı (˚) ile zirkonyaya adezyon kuvveti arasında güçlü bir korelasyon olduğu rapor edilmiştir (95).

2.2.8.5. Aktif fosfat monomeri içeren ajanların kullanımı

MDP, 6-metakriloloksifosfonasetat (6-MHPA) veya 4-metakriloloksietil trimellitat anhidrit (4-META) gibi organo-fosfat monomerleri, zirkonya restorasyonlarının simantasyon öncesi hazırlığında kullanılmak üzere geliştirilmiştir. MDP, zirkonya ile reaksiyona girerek P–O–Zr kovalent bağı oluşturan bir fosfat ester grubuna, su penetrasyonunu engelleyen hidrofobik bir alkilen zincirine ve rezinle kopolimerleşmeyi sağlayan terminal bir çift bağ grubuna sahiptir (96). MDP, rezin adezyonunu artırmak amacıyla simanlara dahil edilmiştir (97). MDP içeren primerler, tek başına uygulandığında veya silikalizasyonla kombine edildiğinde de iyi performans göstermektedir (96). Dentin adezivlerinin gelişim sürecinde, yeni universal sistemler MDP'yi asidik monomer olarak bünyelerine dahil etmiş ve hem dentin hem de seramik restorasyonların yüzeyinde işlem yapabilme olanağı sağlayarak bir zirkonya–rezin–dentin kompleksi oluşumuna katkıda bulunmuştur (98).

MDP iki fonksiyonel gruba sahiptir: fosfat ester grubu, metal oksitlerle kimyasal bağ oluştururken; metakrilat grubu, rezin simanın reçine matrisi ile bağ kurar. Bu nedenle yüzey işlemlerini takiben yüzeye MDP uygulanması önerilmektedir(81).

Günümüzde MDP içeren primerlere örnek olarak G-Multi Primer (GC Corporation), Clearfil Ceramic Primer Plus (Kuraray Noritake), Z-Prime Plus (Bisco), Scotchbond Universal (3M ESPE), All-Bond Universal (Bisco) kullanılmaktadır.

2.2.8.6. Tribokimyasal silika kaplama

Silika kaplı alümina partikülleri kullanılarak yapılan tribo-kimyasal silika kaplama, zirkonyaya bağlanmayı artırmak için kullanılan bir diğer aşındırma yöntemidir. Bu yöntem, yüzeyde mikromekanik tutunma sağlar (81). Ayrıca, 30–110 μm boyutlarındaki silika partiküllerinin yüzeye depo edilmesiyle zirkonya yüzeyini kimyasal olarak aktive eder; bu da zirkonyanın silan bağlayıcı ajanlarla kimyasal bağ oluşturma eğilimini artırır (81,85). Daha önce yapılan *in vitro* çalışmalar, TSC'nin silan veya MDP içeren bir primer ile birlikte kullanılmasının, geleneksel alümina püskürtme işlemine kıyasla zirkonyaya daha stabil ve dayanıklı bir bağ oluşturduğunu göstermiştir. Ayrıca, diğer çalışmalar TSC'nin başlangıçta yüksek bağ dayanımı gösterdiğini, ancak uzun süreli termal döngü sonrası azaldığını belirtmiştir. Silika kaplı zirkonya bağlanmasının uzun vadeli etkinliğini doğrulamak için klinik çalışmalar henüz yetersizdir (81,84)

2.2.8.7. Düşük erime sıcaklıklı porselen tabaka (Low-fusing porcelain glaze)

Zirkonya için önerilen bir diğer yüzey işlemi, zirkonya yüzeyine ince bir düşük erime sıcaklıklı porselen glaze tabakası uygulanmasıdır. Bu kaplama tabakası, asitle aşındırılabilen ve sonrasında silan bağlayıcı ajanlarla işlenebilen kimyasal olarak bağlanmış bir cam faz sağlar (99). Söz konusu tabaka, cam yapıda, amorf ve yüksek silika içerikli porselen (SiO_2) ile metal oksit pigmentlerinden oluşur. Bu yüzey işlemi, zirkonya yüzeyinin pürüzlülüğünü, ıslanabilirliğini ve silika içeriğini artırır. Ayrıca, tetragonal-monoklinik faz dönüşümünü önler (100). Bununla birlikte, bazı çalışmalar, zirkonya ile rezin siman arasına ek bir ara yüzey eklemenin adezyon başarısızlığı

riskini artırabileceğini göstermiştir. Araştırmalar, bu durumun muhtemelen zirkonya/glaze tabakası ara yüzeyindeki termal genleşme katsayılarındaki uyumsuzluktan kaynaklandığını bildirmiştir (99).

2.2.8.8. Silan bağlayıcı ajanlar uygulanması

Silan bağlayıcı ajanların uygulanması, rezin ile silika esaslı seramikler arasında bağ oluşumunu sağlamak için standart bir protokoldür (101). İki fonksiyonlu silan molekülleri, siloksan bağlarının oluşumu yoluyla seramiklerle reaksiyona girer ve organik rezinle kopolimerleşir (102). Yaygın olarak kullanılan silan ajanları; 3-metakriloloksipropiltrimetoksisilan (MPS), 3-akriloloksipropiltrimetoksisilan (ACPS), 3-mercaptopropyltrimethoxysilan (MEPS) ve 3-izosiyanatopropiltrietoksisilan (ICS) gibi trialkoksisilanlardır. İtriya ile kısmen stabilize edilmiş tetragonal zirkonyada silika bulunmadığından, rezin ile etkin kimyasal bağların oluşması mümkün olmamaktadır. Bu nedenle bazı araştırmacılar yeni silan sistemleri geliştirmiştir (103). Matinlinna ve arkadaşları, zirkonyaya rezin adezyonunu artırmak amacıyla "novel silane system" olarak tanımladıkları bir silan karışımını incelemişlerdir. Bu sistem, organofonksiyonel silanlar (MPS ve MEPS) ile bir ''cross-linker'' silan olan BTSE (1,2-bistriethoxysilylethan)' nin birleşiminden oluşmakta ve daha güçlü çapraz bağlanmış siloksan ağları oluşturarak bağ dayanımını ve hidrolytik stabiliteyi artırmayı hedeflemektedir. Endüstriyel uygulamalarda bu tür hibrit silanların nemli ortamda bağ performansını artırdığı bilinse de dental alanda yeterli veri bulunmadığı için araştırmacılar bu sistemi değerlendirmiş ve belirli koşullarda bağ dayanımını artırabildiğini göstermişlerdir (103). Yapılan bir meta-analiz, silika kaplı itriya ile kısmen stabilize edilmiş tetragonal zirkonya üzerine yapılan silanizasyon işleminin bağın hidrolize karşı direncini artırdığını bildirmiştir (102). Bununla birlikte, elde edilen sonuçlar bağ dayanımında anlamlı bir artış göstermemiştir ve silanın zirkonya üzerinde kullanımına ilişkin etkiler daha ayrıntılı olarak incelenmelidir (104).

Günümüzde kullanılan silan bağlayıcılı ajanlara örnek olarak Monobond S (Ivoclar Vivadent), Monobond Plus (Ivoclar Vivadent), RelyX Ceramic Primer (3M ESPE), Clearfil Ceramic Primer / Clearfil Ceramic Primer Plus (Kuraray Noritake),

Bis-Silane (Bisco), Calibra Silane (Dentsply Sirona), Ultradent Silane (Ultradent Products) ve Ceramic Primer II (GC) verilebilir.

2.3. DİŞ ETİ RENGİ MATERYALLER

Estetik diş hekimliğinde dental restorasyonların tasarımında renk ve görünüm, başarıyı doğrudan etkileyen temel unsurlardır. Bu alandaki çalışmalar genellikle dişler ve onlarla ilişkili restoratif materyaller üzerine yoğunlaşmıştır. Ancak estetik bir gülümsemenin temelinde, diş (beyaz) ve (pembe) estetiği arasındaki uyum yer almaktadır (105). Üç boyutlu olarak doğru konumlandırılmış implantlar, uzun dönemli fonksiyon ve estetiğin korunmasına olanak sağlamaktadır (106).

Co-Cr, titanyum veya zirkonya gibi materyallerle hazırlanan sabit diş ve implantüstü restorasyonlarda, cerrahi yöntemlerin uygulanamadığı doku kaybı vakalarında, kaybolan diş eti papili veya marjinal diş eti dokularının telafisi için restorasyonun ilgili yüzeylerine diş eti renginde malzemelerle veneering yapılmaktadır (107). Bu yöntem, ek cerrahi işlemlere gerek kalmadan ağrı, iyileşme süresi ve operasyon maliyetlerini ortadan kaldırmaktadır (17). Ayrıca diş eti simetrisinin yeniden sağlanmasına ve gerektiğinde dudak desteğinin kazandırılmasına yardımcı olarak estetiğe katkı sağlamaktadır (108).

İmplant destekli protezlerde diş eti renginde kullanılan indirekt laboratuvar materyalleri arasında otopolimerize akrilikler (10), silikon materyalleri, diş eti renginde porselenler (109) ve indirekt kompozit rezinler yer almaktadır (12). Bu materyaller arasında diş eti rengindeki porselenler üstün biyouyumluluk ve estetik özellikleriyle öne çıkmaktadır (17). Uzun yıllardır kullanılmakta olan bu porselenlerin bazı dezavantajları da mevcuttur. Üretimleri için özel ekipman gerekliliği, işlemlerin uzun sürmesi, teknik hassasiyet gerektirmesi ve yüksek maliyet bunların başlıcalarıdır. Ayrıca pişirme esnasında meydana gelen büzülme, porselen-yumuşak doku veya porselen-alt yapı arasında boşluk oluşmasına neden olabilir. Bu durum, porselende ufalanma, kırılma ve kopmaların yanı sıra sınırlı tamir imkânı gibi dezavantajlara da yol açabilmektedir (110).

Son yıllarda yapılan araştırmalar, diş eti renginde porselenler yerine indirekt kompozit rezinlerin etkili bir alternatif oluşturabileceğini göstermektedir. Bu materyaller, üretim sürecinin daha kısa, daha kolay ve ekonomik olmasının yanı sıra porselene kıyasla polimerizasyon sırasında meydana gelen büzülmenin daha az olmasıyla da avantaj sağlamaktadır. Estetik açıdan yüksek performans sunan bu kompozitler, geniş renk skalasına sahiptir ve tabakalama tekniğiyle opak veya farklı tonlarda (açık pembe, koyu pembe, kırmızı, kahverengi, eflatun vb.) uygulanabilmektedir. Farklı renklerin kombinasyonuna olanak tanımasıyla doğal bir görünüm elde edilir. Ayrıca kolay tamir edilebilir olmaları nedeniyle umut verici klinik sonuçlar sunmaktadırlar (17,107).

2.3.1. Diş eti Rengi İndirekt Kompozitler

Kompozitler, klinik uygulamalarda rutin olarak kullanılan dental materyallerdir. 1940'lı yıllarda silikat simanın yerini alan akrilik rezinlerin dezavantajlarını gidermek amacıyla diş hekimliği alanına girmişlerdir. Diş hekimliğinde Bis-GMA'nın Bowen tarafından 1962 yılında tanıtılmasından bu yana, dental kompozitlerin formülasyonu sürekli olarak gelişim göstermiştir. Kompozitlerin fiziksel ve optik özelliklerindeki ilerlemeler, rezin esaslı kompozitlerin klinik kullanım alanını önemli ölçüde genişletmiştir (111).

Kompozitler genellikle bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) veya üretan dimetakrilat (UDMA) gibi dimetakrilat monomerler, silika gibi inorganik doldurucular ve bir fotobaşlatıcıdan oluşurlar. Doldurucu partikül boyutu ve oranı, materyalin mekanik ve estetik özelliklerini belirgin şekilde etkiler. Kompozitler doldurucu oranlarına göre makro, mikro, hibrit, nano veya kütle (bulk) dolduruculu kompozitler olarak sınıflandırılırlar ve her grup eğilme direnci, aşınma dayanıklılığı ve yüzey kalitesi açısından kendine özgü avantajlar ve sınırlılıklar taşır (112).

Yaklaşık 0,4 μm boyutunda partiküller içeren mikro dolduruculu kompozitler kolay polisaj edilebilir olmalarına karşın, %40–45 civarındaki düşük doldurucu oranı nedeniyle mekanik dayanımları sınırlıdır (113). Bu yetersizlik, 20–70 nm boyutlarındaki nanopartiküllerin geliştirilmesiyle önemli ölçüde giderilmiştir.

Nanopartiküllerin bir araya gelerek oluşturduğu nanoküme yapıları, hem makro hem de mikro dolduruculu hibrit materyallerle benzer düzeyde yüksek mekanik direnç sağlamaktadır (114). Bununla birlikte, yüksek doldurucu hacmi nedeniyle viskozitenin artması, nano dolduruculu kompozitlerin dar kavitelere adapte edilmesini güçleştirebilmektedir (115).

Dental restorasyonlarda kullanılan kompozit rezinler genel olarak direkt ve indirekt kompozit rezinler olarak iki gruba ayrılır. İndirekt kompozit rezinler, "laboratuvar kompozitleri" veya "protetik kompozitler" olarak da adlandırılır (116). Direkt kompozitlerden farklı olarak, indirekt kompozitler laboratuvar ortamında hazırlanır ve daha geniş bir kullanım alanına sahiptir. Bu materyaller; geçici restorasyonlar, veneerler, inley-onley restorasyonlar, implant destekli hareketli protezler ve sabit protezlerin veneer tabakalarında kullanılmaktadır. Yüksek doldurucu içeriği ve ağız dışı koşullarda daha uzun süre kürlenebilmesi, indirekt kompozitlerin mekanik özelliklerini önemli ölçüde iyileştirir (114). Ayrıca ısı, görünür ışık spektrumu, vakum veya basınç altında polimerize edilmeleri sonucunda; aşınma direnci, sertlik, minimal polimerizasyon büzülmesi, renk stabilitesi ve biyouyumluluk gibi gelişmiş fiziksel özellikler sergiler (111). Laboratuvar ortamında polisaj işlemi uygulandığı için, indirekt kompozit rezin restorasyonlar; direkt kompozit restorasyonlara kıyasla daha üstün estetik özellikler göstermektedir. İndirekt kompozit rezinlerde diş ve diş eti bölümleri için farklı renk kombinasyonları kullanılmakta, bu da klinisyenin beyaz ve pembe estetik açısından uyumlu ve doğal bir görünüm elde etmesine olanak sağlamaktadır (111).

Direkt kompozit restorasyonların en önemli dezavantajlarından biri, iyi polimerize edilmiş olsalar bile tam polimerizasyonun gerçekleşmemesidir; bu materyallerde dönüşüm derecesi (Degree of Conversion, DC) genellikle %55–65 civarındadır. Buna karşılık, indirekt kompozitler ışıkla polimerizasyonun yanı sıra ısı, yoğun ışık ve/veya basınç altında ek bir polimerizasyon aşaması, daha fazla monomerin polimere dönüşmesini sağlar ve dönüşüm derecesini yaklaşık %75–81'e çıkarır. Sonuç olarak, kompozitin dayanıklılığı ve sertliği artar (111).

Kompozit rezinlerin sertleşmesi, zincir polimerizasyonu adı verilen kimyasal bir reaksiyonla gerçekleşir. Bu reaksiyon ısı, yüksek enerji ya da kimyasal başlatıcılarla aktive edilir. Serbest radikaller gibi zincir taşıyıcılar, polimerizasyonu başlatarak çift bağların tek bağlara dönüşmesini sağlar ve monomerlerin birbirine bağlanmasıyla polimer ağ yapısı oluşur (115).

En yaygın kürleme yöntemi olan ışıkla polimerizasyon, farklı enerji kaynakları kullanan cihazlarla gerçekleştirilir. Bu cihazlar arasında halojen lambalar ile sabit veya aralıklı ışık veren diyotlar (LED) yer alır. Kullanılan ışık kaynağının dalga boyu, materyalin fotobaşlatma sistemine uygun olarak seçilir. Günümüzde kompozitlerde en yaygın kullanılan fotobaşlatıcı kamforokinondur (maksimum absorbsiyonu 468 nm) ve genellikle üçüncül amin gibi bir ko-başlatıcı ile birlikte kullanılır (117).

İndirekt kompozitlerin polimerizasyonu için çeşitli üretici firmalar tarafından farklı kürleme sistemleri geliştirilmiştir. Bu cihazlar, kullanılan ışık kaynağı tipi, dalga boyu aralığı, ışık yoğunluğu ve polimerizasyon ortamı gibi parametreler bakımından farklılık göstermektedir (115).

Örnek olarak:

• **bre.Lux Power Unit (bredent, Senden, Almanya):** 370–500 nm dalga boyuna sahip 21 adet LED ışık kaynağı içermektedir.
• **Labolight DUO (GC Europe, Leuven, Belçika):** 395–510 nm dalga boyu aralığında, yaklaşık 395 ve 475 nm'de pik gösteren 12 mavi ve 3 mor LED ışık kaynağına sahiptir.
• **Otoflash G171 (NK Optik, Baierbrunn, Almanya):** Nitrojen atmosferinde çalışan bu cihaz, 1800 flaş için 280–580 nm dalga boyu aralığında, yaklaşık 480 ve 530 nm'de pik gösteren, flaş başına yaklaşık 1,4 W/cm² ışık yoğunluğuna sahip el feneri tipi lambalar kullanmaktadır.
• **LC-3DPrint Box (NexDent, Soesterberg, Hollanda):** 315–550 nm dalga boyu aralığında çalışan bu sistem, yaklaşık 360 ve 435 nm'de pik gösteren 6 adet 1,7 W ve 6 adet 2,3 W gücünde ultraviyole ışık kaynağı içermektedir.

Bu cihazlar, farklı dalga boyu ve ışık yoğunluğu özellikleri sayesinde çeşitli indirekt kompozit materyallerin optimum polimerizasyonunu sağlamayı amaçlamaktadır (115,118) .

Diş eti rengindeki kompozitler, başlangıçta yalnızca diş eti çekilmelerine bağlı açığa çıkan kök yüzeylerini direkt restoratif olarak kapatmak amacıyla geliştirilmiş olsa da, zamanla estetik açıdan sağladıkları avantajlar sayesinde kullanım alanları önemli ölçüde genişlemiştir (9,119). Gelişmiş renk seçenekleri ve klinik çalışmalarla ortaya konan yüksek estetik performansları, bu materyallerin hem doğal diş dokusu hem de farklı protetik altyapılar üzerinde başarılı sonuçlar verebileceğini göstermiştir (9). Diş eti rengindeki kompozitler, implant üstü sabit ve hibrit protezlerde kaybedilmiş yumuşak dokunun estetik olarak yeniden şekillendirilmesine olanak sağlamaktadır (120). Özellikle porselen restorasyonlarda görülen diş eti boşluklarının maskelenmesi amacıyla yüzeyin uygun pürüzlendirme ve adeziv işlemlerle hazırlanmasının ardından uygulanan bu kompozitlerin, uzun dönem takiplerde biyolojik veya mekanik bir komplikasyona neden olmadığı bildirilmiştir. Mevcut veriler, diş eti rengi kompozitlerin yalnızca doğal dişlerde değil; porselen, metal ve zirkonya gibi farklı altyapı materyallerinde de başarılı bağlantı sağlayarak endikasyon alanlarını genişlettiğini göstermektedir (15).

2.4. ZİRKONYA İLE İNDİREKT KOMPOZİT REZİN BAĞLANTISI

2.4.1. Zirkonya ile İndirekt Kompozit Rezin Bağlantısında Kullanılan Kavramlar

2.4.1.1. Adezyon ve kohezyon

Adezyon iki farklı maddenin temas eden yüzeyleri arasında, moleküller veya atomlar arasındaki çekim kuvvetleri nedeniyle oluşan tutunma olayıdır. Adezyon; kimyasal adhezyon (kimyasal bağ oluşumu), mekanik adhezyon (yüzey pürüzlülüğüne bağlı mikromekanik kilitlenme) veya her ikisinin kombinasyonu şeklinde ortaya çıkabilir. Protetik diş hekimliğinde adezyon, farklı materyallerin birbirine bağlanabilmesi açısından kritik öneme sahiptir (53).

Kohezyon ise aynı türden moleküller veya atomlar arasındaki bağlanma kuvvetlerini ifade eder (53).

2.4.1.2. Temas açısı

Bir sıvı damlasının katı bir yüzey üzerindeki yayılma davranışını tanımlayan açıdır. Katı yüzeyden, sıvı fazı üzerinden geçen ve sıvı–gaz arayüzüne teğet olan çizgi ile sıvı–katı arayüzü arasında oluşan açı şeklinde tanımlanır. 0° temas açısı, tam ıslanmayı (yüksek hidrofilite), 180° temas açısı, hiç ıslanmamayı (yüksek hidrofobiklik) temsil etmektedir. Bu nedenle temas açısı, bir yüzeyin ıslanabilirliğinin doğrudan göstergesidir. Düşük temas açısı, adeziv materyallerin yüzeye daha iyi yayıldığını ve potansiyel olarak daha iyi bağlanabileceğini gösterir (53).

2.4.1.3. Mikromekanik bağlanma

Pürüzlendirilmiş veya işlem görmüş bir yüzeyin mikrotopografisine adezivin penetrasyonu ile oluşan mekanik tutuculuk türüdür. Bu süreçte adeziv materyal yüzeydeki mikrogirinti ve çıkıntılara infiltre olur ve polimerizasyon sonrası bu bölgelerde mikromekanik retansiyon sağlar (53).

2.4.1.4. Yüzey enerjisi

Bir malzemenin yüzeyindeki atomların, malzemenin iç kısmındaki atomlara kıyasla daha fazla serbest enerjiye sahip olması nedeniyle ortaya çıkan enerji fazlalığıdır. Atomlar yüzeyde tüm komşu atomlarla çevrili olmadığından, yüzeyin toplam enerjisi daha yüksektir. Yüksek yüzey enerjisi, daha iyi ıslanabilirlik ile daha iyi adezyon potansiyelini göstermektedir. Bir yüzey oluşturmak için gereken enerji miktarını temsil eder (birim: mN/m^2). Bu nedenle yüzey enerjisi, adeziv sistemlerin bir yüzeye yayılma ve bağlanma kapasitesini doğrudan etkiler (53).

2.4.1.5. Yüzey gerilimi

Bir sıvının yüzeyindeki moleküller arasındaki koheziv kuvvetlerin, sıvı yüzeyinin mümkün olan en küçük alanı oluşturmaya çalışması sonucunda ortaya çıkan içe yönelik kuvvettir. Sıvının yüzeyindeki moleküller, sıvı içindeki moleküllere göre daha fazla gerilim altındadır. Bu gerilim sıvının yüzeyini "büzmeye" çalışan bir kuvvet oluşturur. Yüzey gerilimi bir sıvının yayılma ve ıslatma davranışını belirler (birim:

mN/m). Yüksek yüzey gerilimine sahip sıvılar yüzeyde zor yayılırken, düşük yüzey gerilimi sıvının yüzeye daha kolay yayılmasını ve adhezyonun artmasını sağlar (53).

2.5. YAPAY YAŞLANDIRMA

Dental materyallerin uzun dönem klinik başarısı, ağız ortamında karşılaştıkları değişken koşullara karşı gösterdikleri dirençle doğrudan ilişkilidir (121). Oral kavite içerisinde kullanılan materyaller; çiğneme kuvvetleri, parafonksiyonel alışkanlıklar, nem, pH dalgalanmaları ve sıcaklık değişimleri gibi pek çok çevresel faktörün etkisi altındadır. Bu faktörlere karşı sergiledikleri dayanıklılık, restorasyonların klinik ömrünü belirleyen başlıca unsurlardandır (122). Laboratuvar ortamında bu koşulların taklit edilmesi amacıyla sıvı içerisinde bekletme ve termal siklus (thermocycling) uygulamaları, en yaygın kullanılan yapay yaşlandırma yöntemleri arasında yer almaktadır.

2.5.1. Sıvı İçerisinde Bekletme

Bu yöntem, materyallerin ağız ortamında maruz kaldıkları nem ve sıcaklık koşullarını laboratuvar ortamında taklit etmeyi amaçlar. Hazırlanan örnekler, belirli bir süre boyunca sabit sıcaklıktaki distile su gibi sıvı ortamlarda bekletilerek değerlendirilir. Watanabe ve Nakabayashi, örneklerin test öncesinde en az 6 gün boyunca 37 °C'de bekletilmesinin uygun olduğunu bildirmiştir (123). Mair ve Padipatvuthikul ise literatürde bu sürenin araştırmalara göre 1 gün ile 3 ay arasında değişebildiğini; sıcaklık değerinin ise oda sıcaklığı ya da ağız sıcaklığı koşullarında ayarlanabildiğini ifade etmişlerdir (124). Bu yöntem, özellikle nemin materyal özelliklerine etkisini inceleyen çalışmalarda sıklıkla tercih edilmektedir. Ayrıca literatürde örneklerin yalnızca distile suda değil, yapay tükürük, etanol/su karışımları, kahve veya asidik içecekler gibi farklı çözeltiler içinde bekletilerek de yaşlandırılabildiği bildirilmiştir (125).

2.5.2. Termal Siklus

Termal siklus, dental materyallerin ağız ortamında karşılaştıkları sıcaklık değişimlerini simüle etmek amacıyla kullanılan bir diğer yapay yaşlandırma yöntemidir (124). Bu yöntemde örnekler, farklı sıcaklıklardaki su banyolarına belirli

sürelerle ardışık olarak daldırılır. Bu sayede materyaller, sıcak-soğuk geçişleri nedeniyle oluşan termal genleşme ve büzülme etkilerine maruz bırakılır. Termal döngülemenin özellikle bağlanma dayanımı üzerinde önemli bir etkisi olduğu bilinmektedir. Blatz ve arkadaşları, uygulanan termal siklusun yüksek dayanımlı seramiklerin rezin esaslı materyallerle olan bağlantı gücünü anlamlı derecede azalttığını ve bu nedenle *in vitro* çalışmaların klinik koşulları temsil etmesi açısından bu yöntemin önemli olduğunu vurgulamışlardır (126).

Termal siklus uygulamalarında kullanılacak sıcaklık aralığı, döngü sayısı ve daldırma süreleri konusunda literatürde tam bir fikir birliği bulunmamaktadır. ISO TR 11405 (1994) standardına göre; 5–55 °C sıcaklık aralığında, aktarım süresi en az 20 saniye olacak şekilde 500 siklusun yeterli olduğu belirtilmiştir. Ancak Gale ve Darwel, 500 siklusun klinik koşulları temsil etmek için yetersiz olduğunu ve yaklaşık 10.000 siklusun bir yıllık klinik kullanıma karşılık geldiğini öne sürmüştür (127). Özcan ve Bernasconi'nin bağlanma dayanımı üzerine yaptıkları meta-analiz çalışmasında ise, güvenilir sonuçlar elde edebilmek için en az 5.000 siklus uygulanmasının gerekli olduğu bildirilmiştir (128). Moressi ve arkadaşlarının literatür taramasında, ISO standartlarındaki sıcaklık aralığının genel olarak kabul gördüğü; ancak siklus sayısı, bekleme süresi ve aktarma zamanlarının çalışmalar arasında değişiklik gösterdiği, bu parametrelerin çoğunun bilimsel olarak net bir temele dayanmadığı belirtilmiştir (129).

2.6. BAĞLANMA DAYANIMI

Bağlanma dayanımı, laboratuvar yöntemleriyle ya da bağ dayanıklılığının ve klinik performansın değerlendirilmesiyle ölçülebilir. Laboratuvar ortamında yapılan bağlanma dayanımı testleri statik ve dinamik testler olarak ikiye ayrılır (130) .

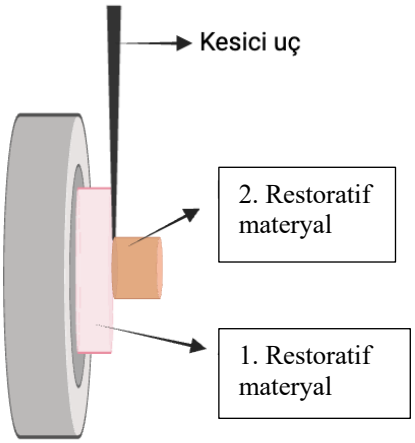
Statik testlerde, numune sabit tutulurken yük uygulanır; dinamik testlerde ise numune hareketli bir durumdadır. Statik testler, bağlanma alanının büyüklüğüne göre makro ve mikro testler olarak sınıflandırılır (130). Makro bağlanma dayanımı testlerinde, bağlanma yüzey alanı 3 mm^2'den büyük olup "makaslama (shear)", "çekme (tensile)" veya "itme (push-out)" protokolleriyle ölçüm yapılabilir. Buna karşın, mikro bağlanma testlerinde değerlendirilen bağlanma yüzey alanı çok daha küçüktür, yaklaşık 1 mm^2 veya daha azdır (130).

2.6.1. Bağlanma Dayanımının Tespit Edilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri

2.6.1.1. Makro makaslama bağlanma dayanımı (SBS) testi

Makro makaslama bağlanma dayanımı (SBS) testi, yeni adeziv formülasyonların bağlanma etkinliğini değerlendirmek amacıyla en yaygın kullanılan test yöntemidir (131). Bu test yöntemi ilk olarak Bowen tarafından 1965 yılında tanımlanmıştır (132). Bir materyalin makaslama kuvveti altında kırılmadan önce dayanabildiği maksimum gerilme (stres) olarak tanımlanır. Makaslama bağlanma testinde iki materyal, bir adeziv ajan aracılığıyla birbirine bağlanır ve kırılma gerçekleşene kadar makaslama kuvveti uygulanır (130). SBS testi, bağlama işlemi sonrasında ek bir numune hazırlığı gerektirmediği için araştırma kurumlarında ve endüstride oldukça yaygın olarak tercih edilmektedir; bu nedenle en basit ve en hızlı test yöntemlerinden biridir (130).

ISO standardında test düzeneğinin kesici ucunun çalışma hızının 0,45 ile 1,05 mm/dk arasında olması gerektiği bildirilmiştir (133). Testin değeri; ayrılmanın meydana geldiği kuvvet değerinin, bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilir (134). Birimleri pound/inch2, kg/cm2 veya N/mm2 (MPa) olarak ifade edilebilir (135). Makaslama bağlanma dayanımı Şekil 2. 2' de şematize edilmiştir.



Şekil 2. 2 Makaslama bağlanma dayanımı testi

2.6.1.2. Makro-çekme bağlanma dayanımı (TBS) testi

Makro Çekme Bağlanma Dayanımı (TBS) testi, daha az kullanılan bir yöntemdir. Bu test, simanın seramikler ve metal alaşımlar gibi diğer sert materyallere olan bağlanma dayanımını belirlemek amacıyla kullanılır (130). TBS testlerinde gerilme dağılımının, makaslama testlerine kıyasla çok daha homojen olduğu düşünülmektedir. Bu nedenle, TBS testi, bağın kırılmasını başlatan gerilme seviyesinin daha doğru bir tahminini sağlar (130). Uygulanan maksimum kuvvetin (Newton) örneklerin yüzey alanına (mm^2) bölünmesiyle hesaplanır (136). TBS testinde yük, test örneğinin her iki tarafına uygulanır (137). Çekme testlerinde örneklerin bağlanma ara yüzeyinin yükleme eksenine dik olarak hizalanması son derece önemlidir; aksi halde eğilme gerilmeleri oluşabilir. Bu nedenle, test örneği mekanik test cihazlarına sabitlenmelidir (130).

2.7. KOPMA TİPİNİN DEĞERLENDİRİLMESİNDE KULLANILAN YÖNTEMLER

Bağlanma dayanım testleri sonucunda meydana gelen kırılma türleri genel olarak adeziv, koheziv ve karma kopma olarak sınıflandırılmaktadır. Adeziv kopma, ayrılmanın adeziv ile substrat arasındaki ara yüzeyde gerçekleşmesi şeklinde tanımlanırken; koheziv kopma, malzemenin kendi bünyesinde kırılmasını ifade etmektedir. Karma kopma ise hem ara yüzeyde hem de materyal veya substrat içerisinde eşzamanlı olarak meydana gelen ayrılma türü olarak tanımlanmaktadır (138).

Koheziv tip kırılmanın gözlenmesi, metal ya da seramik yüzeyi ile siman arasındaki bağın, materyalin kendi iç dayanımından daha yüksek olduğunu göstermektedir (139). Buna karşılık, adeziv kopmalar genellikle düşük bağlanma dayanımı değerleri ile ilişkilendirilmektedir. Bu nedenle, klinik açıdan koheziv veya karma tip başarısızlıkların ortaya çıkması daha arzu edilir bir durum olarak değerlendirilmektedir (140).

Bağlanma dayanımı testleri sonrasında oluşan kırılma yüzeylerinin analizi, stereomikroskop veya taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak gerçekleştirilmektedir.

2.7.1. Stereomikroskop

Stereomikroskop, lam veya lamel gereksinimi olmadan örneklerin göreceli olarak düşük büyütmelerde incelenmesine olanak sağlayan bir optik mikroskop türüdür. Bu mikroskoplar genellikle kırık örneklerin ön değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (141). Cihazda yer alan, birbirinden bağımsız optik yollara sahip iki göz merceği, her iki göze kısmen farklı görüş açıları sunarak incelenen yapının üç boyutlu bir görüntüsünün elde edilmesini sağlar. Bu sayede, kırık yüzeyde yer alan yapıların uzamsal ilişkilerinin daha ayrıntılı biçimde değerlendirilmesi mümkün olmaktadır. Ayrıca, stereomikroskoplar incelenen örneğin renk**,** yüzey pürüzlülüğü ve yansıtma özelliklerini koruyarak görüntüleme olanağı sunar (141).

2.7.2. Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), yüzeyin yüksek enerjili bir elektron demetiyle taranması esasına dayanan bir görüntüleme yöntemidir ve bu nedenle analiz edilecek numunelerin özel bir hazırlık sürecinden geçirilmesini gerektirir. İnceleme öncesinde örnek yüzeyine yaklaşık 200 Å kalınlığında altın kaplanarak iletkenlik sağlanır. Daha sonra kimyasal hazırlık ve kurutma aşamalarından geçirilen ve uygun boyutlarda kesilen numuneye yönlendirilen elektronlar yüzeyden geri saçılır. Bu saçılan elektronların dedektörler tarafından toplanmasıyla yüzey morfolojisi, yapısal özellikler ve bileşim hakkında detaylı bilgiler elde edilir. SEM, çok yüksek çözünürlük ve geniş büyütme aralıklarında görüntü sağlayabilmesinin yanı sıra, AFM'ye kıyasla daha geniş yüzeylerin incelenmesine olanak tanımasıyla öne çıkar. Bununla birlikte, görüntüleme öncesinde iletken kaplama zorunluluğu ve cihazın yalnızca vakum altında çalışabilmesi gibi bazı sınırlılıkları da bulunmaktadır (142).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu *in vitro* tez çalışması Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğünce (Proje numarası: 2025/026) desteklenmiştir. Deneyler Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Araştırma Laboratuvarı, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Medikal Tasarım ve Üretim Uygulama ve Araştırma Merkezi, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Eczacılık Fakültesi Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.1. ÖRNEK BÜYÜKLÜĞÜNÜN HESAPLANMASI

Araştırmanın ana hipotezlerinde bağımsız gruplar arasındaki farkların ve zamana göre değişimlerin araştırılması planlanmıştır. Örneklem boyutu hesabında kullanılabilecek benzer çalışmalar incelenmiş ve ana hipotezler doğrultusunda uygulanacak istatistiksel yöntemlere göre en yüksek sayıyı veren örneklem boyutu hesabı dikkat alınmıştır. Bu araştırmada "G. Power-3.1.9.2" programı kullanılarak (Faul, F., Erdfelder ve ark. (2009)), %95 güven düzeyinde (α=0,05), standardize etki büyüklüğü benzer bir çalışmadan 1,5620 (Rafeie, N. ve ark., tablo 1; Zr ve 30 dk.) olarak hesaplanmış ve 0,95 teorik güç ile her grup için minimum örneklem hacmi 8 olarak elde edilmiştir (143,144).

3.2. ÇALIŞMA DİZAYNI

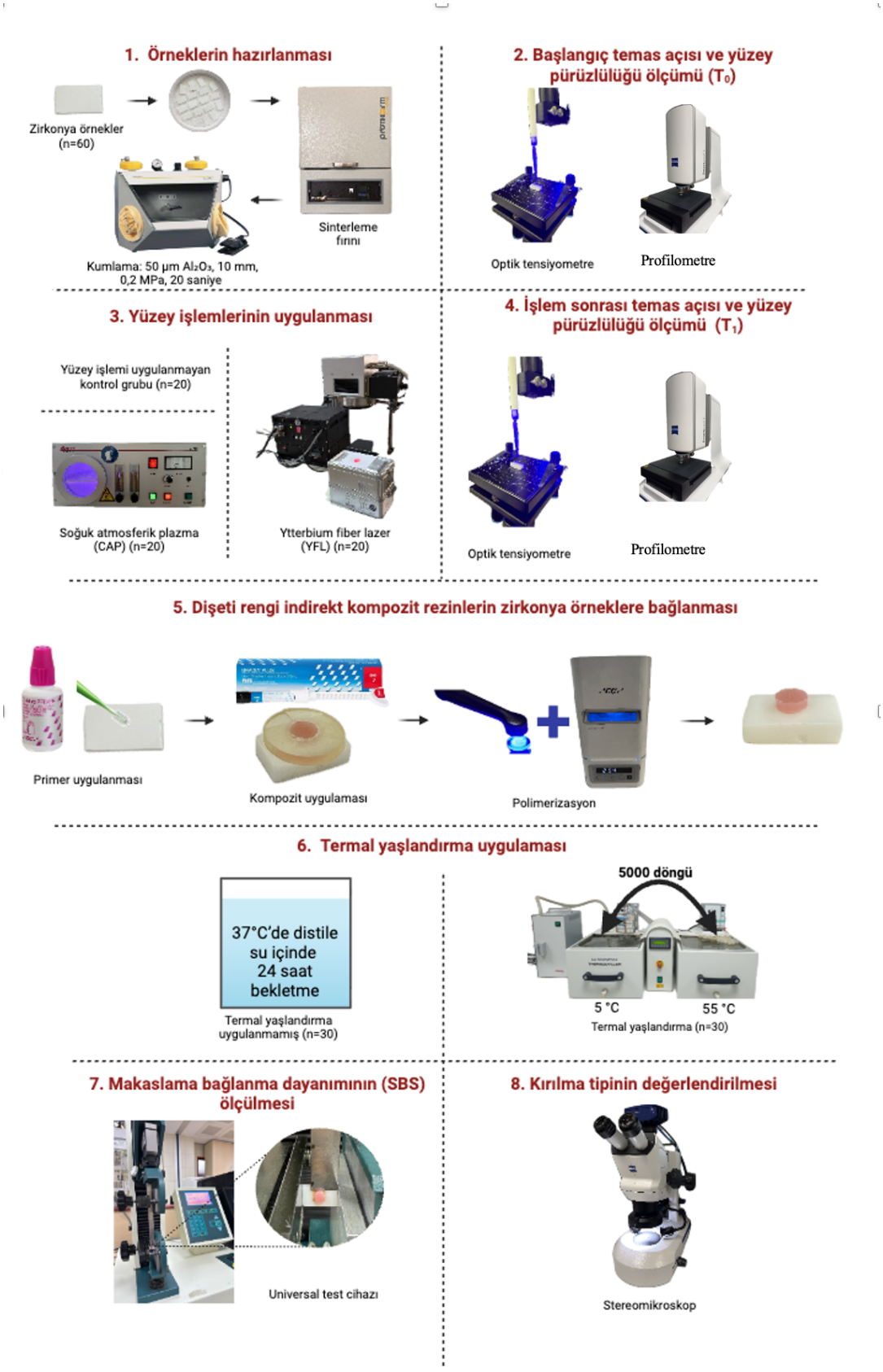
Çalışmanın güvenirliğini artırmak ve olası örnek kayıplarını önlemek amacıyla, her gruptaki örnek sayısı hesaplanan minimum değerin üzerinde tutularak 10'a çıkarılmış ve toplam 60 adet zirkonya örnek hazırlanmıştır. Tüm örneklerin başlangıç temas açısı ve yüzey pürüzlülüğü değerleri ölçülmüştür. Örnekler, uygulanacak yüzey işlemlerine göre rastgele üç gruba ayrılmıştır: Kontrol grubu; Soğuk atmosferik plazma (CAP) uygulama grubu; ve Ytterbium fiber lazer (YFL) uygulama grubu.

Yüzey işlemleri uygulandıktan sonra, her örneğin işlem sonrası temas açısı (º) ve yüzey pürüzlülüğü değerleri yeniden ölçülmüştür. Takiben, diş eti renginde indirekt kompozit materyal, zirkonya örneklerin yüzeyine uygulanmıştır. Her bir gruptaki

örnekler yaşlandırma uygulanmamış ve termal döngü ile yaşlandırma uygulanmış olmak üzere iki alt gruba daha ayrılmış ve toplam 6 grup elde edilmiştir. Ardından makaslama bağlanma dayanımı (SBS) testleri gerçekleştirilmiştir. Elde edilen veriler kapsamında, başlangıç ve işlem sonrası temas açısı (º) ve yüzey pürüzlülüğü değerleri hem grup içi hem de gruplar arası karşılaştırmalarla analiz edilmiştir. Benzer şekilde, makaslama bağlanma dayanımı sonuçları da hem grup içi hem gruplar arası değerlendirmeye tabi tutulmuştur. Çalışmamızda kullanılan materyaller Tablo 3.1 'de verilmiştir. Deneyin uygulama süreci ve gruplandırma şematik olarak Şekil 3.1'de gösterilmiştir.

Tablo 3. 1 Çalışmada kullanılan materyaller

Malzemeler	**Üretici firma ve markalar**	**Kompozisyon**	**Lot numarası**
Zirkonya blok	KATANA Zirconia HT (Kuraray Noritake, Japan)	94.4% ZrO_2, 5.4% Y_2O_3	EISPX
Diş eti rengi indirekt kompozit rezin	Gradia Plus Gum Shades Heavy Body-GHB-2 (GC Europe NV Leuven, Belgium)	Rezin: UDMA, NGDMA, TMPTMA Doldurucu: Trimodal (pre-polymerized particles, $AlBSiO_4$,SiO_2 , 75 wt%)	2409111
Universal primer	G-multi primer (GC Corporation, Tokyo, Japan)	γMPTS, 10MDP, MDTP (methacryloyloxydecyl dihydrogen thiophosphate), BisGMA (bisphenol-A glycidyl methacrylate), TEGDMA (triethylene glycol dimethacrylate), ve ethanol	2407167



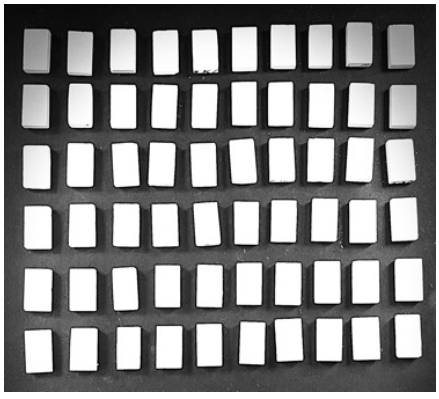
Şekil 3. 1 Çalışma Dizaynı

3.3. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Çalışmamızda kullanılan zirkonya örnekler 3Y-TZP yapısındaki 1 adet presinterize zirkonya bloktan (KATANA HT, all Kuraray Noritake, Tokyo, Japan) kesilerek hazırlanmıştır (Şekil 3. 2). Toplamda 60 adet 5x11x17 mm'lik zirkonya örnek elde edilmiştir (Şekil 3. 3). Örnek boyutları dijital kumpas (Dijital Kumpas, Retta, İstanbul, Türkiye) ile ölçülerek kontrol edilmiştir. Zirkonya örnekler, istenen yüzey pürüzsüzlüğü ve homojenliği elde etmek amacıyla #180, #200, #300, #400, #500, #600, #800 ve #1000 grit boyutlarındaki silikon karbid (SiC) zımpara kağıtları ile ardışık olarak zımparalanmıştır (145).



Şekil 3. 2 Presinterize zirkonya blok



Şekil 3. 3 Kesilerek hazırlanan zirkonya örnekler

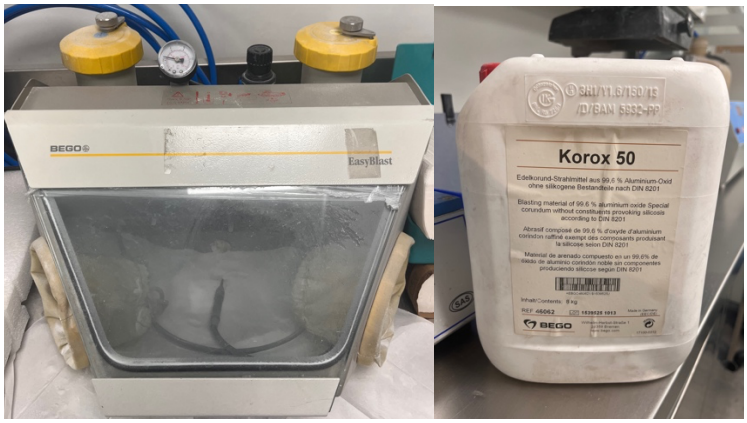
Örnekler üretici talimatlarına göre sinterleme fırınında (Protherm, PLF 130/10) sinterlenmiştir (Şekil 3. 4). Oda sıcaklığından (20°C) başlanarak, 1550°C'ye kadar

10°C/dk ısıtma hızıyla sıcaklık yükseltilmiştir. Bu sıcaklıkta 120 dakika bekletildikten sonra, 10°C/dk soğutma hızıyla soğutma gerçekleştirilmiştir. Toplam sinterleme süresi 7 saat olarak tamamlanmıştır. Zirkonya örnekler, zımpara ve polisaj işlemleriyle 4 × 8 × 13 mm^3 olan nihai boyutlarına getirilmiştir. Sinterleme sonrası boyutlardaki küçülme, presinterize zirkonyada beklenen büzülmeyi yansıtmaktadır.



Şekil 3. 4 Zirkonya örneklerin sinterleme fırınına yerleştirilmesi

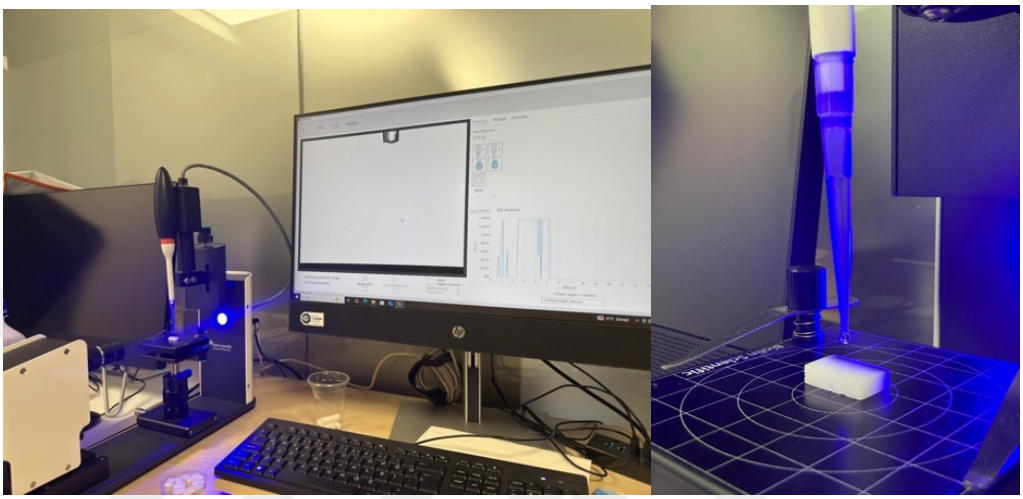
Daha sonra örnekler, etanol içinde 10 dakika süreyle ultrasonik olarak temizlenmiştir (Bandelin Sonorex, Berlin, Germany). Örneklerin yüzeyleri, üretici talimatlarına uygun şekilde dental kumlama cihazı (EasyBlast, Bego GmbH and Co. KG, Bremen, Almanya) kullanılarak 50 µm boyutundaki Al_2O_3 partikülleriyle (Korox; Bego, Bremen, Germany), 10 mm mesafeden 0,2 MPa basınç altında 20 saniye boyunca pürüzlendirilmiştir (Şekil 3. 5). Ardından örnekler, tekrar etanol ve distile su içinde 10 dakika süreyle ultrasonik temizleyicide temizlenmiştir (146).



Şekil 3. 5 Dental kumlama cihazı ve 50 µm boyutundaki Al_2O_3 partikülleri

3.4. BAŞLANGIÇ TEMAS AÇISI ÖLÇÜMÜ (T_0)

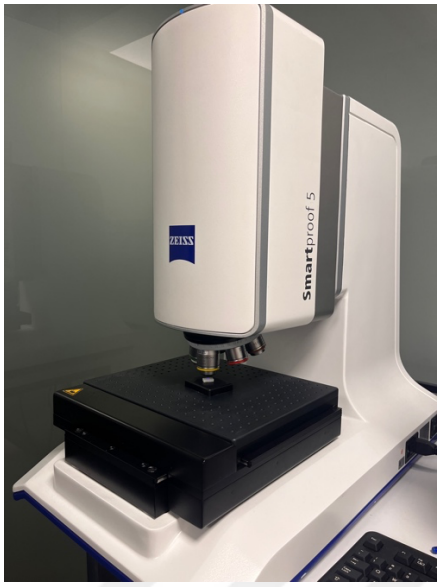
Her bir örneğin temas açısı (º) ölçümleri oda sıcaklığında (25°C) bir optik tensiyometre (Theta Lite II, Biolin Scientific) ile 'sessile drop technique' (One Attension, Biolin Scientific; Stockholm, İsveç) kullanılarak yapılmıştır (T_0) (23) (Şekil 3. 6).



Şekil 3. 6 Optik tensiyometre ile temas açısı ölçümü

3.5. BAŞLANGIÇ YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÖLÇÜMÜ (T_0)

Hazırlanan tüm zirkonya örneklerin standardizasyonu amacıyla başlangıç yüzey pürüzlülük ölçümleri 3 boyutlu optik profilometre (Zeiss Smartproof 5, Carl Zeiss, Jena, Almanya) kullanılarak yapılmıştır (Şekil 3. 7). Her örnek merkezinden, 3 boyutlu görüntüleme modunda, total 10x (C Epiphalan-Apochromat 10x/0.4 DIC, Carl Zeiss, Jena, Almanya) büyütmede, 500 µm x 500 µm bir alan hızlı modda (4 µm) taranmıştır. Elde edilen görüntüler otomatize yazılım analiz programına (ConfoMap ST 7.4.8076, Carl Zeiss, Jena, Almanya) aktarılmıştır. Sa (yüzeyin aritmetik ortalama yüksekliği) değerleri kaydedilmiştir.



Şekil 3. 7 Üç boyutlu optik profilometre

3.6. YÜZEY İŞLEMLERİNİN UYGULANMASI

Örnekler, yüzey işlemlerine göre her grupta 20 örnek olacak şekilde rastgele üç gruba ayrılmış olup bunlar herhangi bir işlem uygulanmamış kontrol grubu (C), soğuk atmosferik plazma uygulama grubu (CAP) ve ytterbium fiber lazer uygulama grubudur (YFL).

3.6.1. Soğuk Atmosferik Plazma (CAP) Uygulaması

Zirkonya örnekler, masa üstü bir plazma sistemi (Zepto, Diener Electronic, Almanya) kullanılarak düşük sıcaklık ve düşük basınçta plazma işlemine tabi tutulmuştur. Zirkonya örnekler, 40 kHz frekans ve 80 W güçte çalışan plazma jeneratörü tarafından üretilen plazmaya maruz bırakılmıştır. Ekipman odası basıncı 0,3 mbar olarak ayarlanmıştır. İşlem gazı olarak hava kullanılarak plazma uygulama süresi 10 dakika belirlenmiştir (Şekil 3. 8)(145).



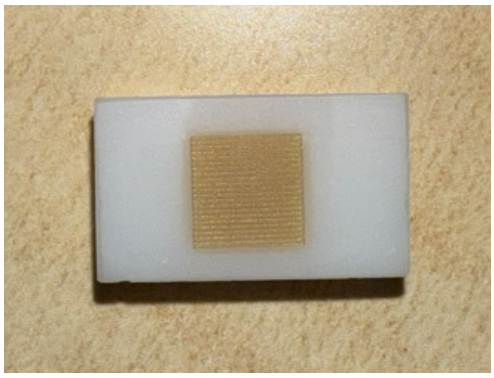
Şekil 3. 8 Soğuk atmosferik plazma uygulaması

3.6.2. Ytterbium Fiber Lazer (YFL) Uygulaması

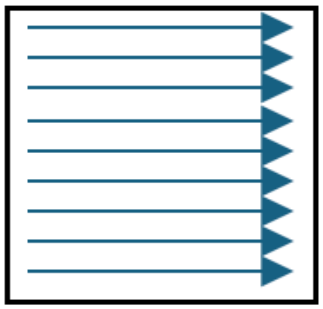
Yüzey pürüzlendirilmesi amacıyla her örneğe ytterbium fiber lazer ile (FL-NS10W, FiberLAST) non-kontakt modda, 10 Watt gücünde, 30 kHz frekansta, 100 mm/s hızla yüzey taranarak pürüzlendirme yapılmıştır (Şekil 3. 9). Pürüzlendirme işlemi 0,1 mm'lik atım aralıkları kullanılarak, yatay yönde tarama yapılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 3. 10-11).



Şekil 3. 9 Ytterbium fiber lazer cihazı



Şekil 3. 10 YFL uygulanmış zirkonya örneği



Şekil 3. 11 Lazer tarama modunun şematize görüntüsü

3.7. İŞLEM SONRASI TEMAS AÇISI (º) ÖLÇÜMÜ (T_1)

Yüzey işlemleri uygulandıktan sonra tüm örneklerin temas açıları aynı yöntemle optik tensiyometre (Theta Lite II, Biolin Scientific) kullanılarak tekrar ölçülmüştür (T_1). Değerler kaydedilmiştir.

3.8. İŞLEM SONRASI YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÖLÇÜMÜ (T_1)

Soğuk atmosferik plazma uygulamasının yüzeyde mekanik bir pürüzlendirme oluşturmadığı, yalnızca kimyasal değişimlere neden olduğu literatürde bildirilmiştir (147). Bu nedenle, işlem sonrasında yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yalnızca YFL grubu için aynı yöntemle ölçülmüştür. Değerler kaydedilmiştir.

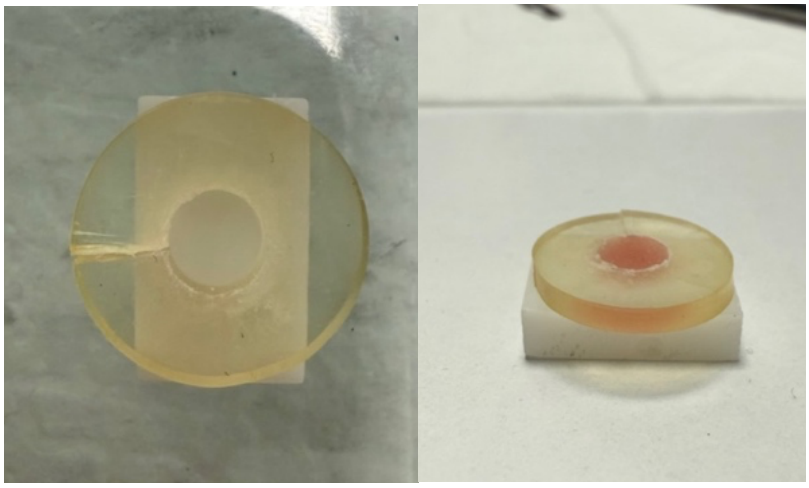
3.9. DİŞ ETİ RENGİ İNDİREKT KOMPOZİTİN ZİRKONYA ÖRNEKLERE BAĞLANMASI

Zirkonya alt yapılara diş eti rengi indirekt kompozit rezinin bağlantısı için uygulanan prosedür aşağıdaki şekilde standardize edilmiştir:

Bağlantı alanını sınırlamak amacıyla, çapı 5 mm olan dairesel bir açıklığa sahip çift taraflı bir bant zirkonya yüzeyi üzerine yerleştirilmiştir (22). Zirkonya yüzeylerinin temizlenmesinin ardından, kimyasal adezyonu optimize etmek için üretici talimatlarına tam uyum sağlanarak MDP içeren bir universal primer (Şekil 3. 12) (G-Multi Primer; GC Corporation, Tokyo, Japan) fırça ile belirlenen bağlanma bölgesine uygulanmıştır (148). Daha sonra, 5 mm iç çapa ve 2 mm yüksekliğe sahip silindirik silikon bir kalıp tanımlanan bağlanma alanının üzerine yerleştirilmiş ve çift taraflı bant ile sabitlenmiştir. Kalıbın boşluğu, diş eti renginde bir indirekt kompozit rezin (Gradia Plus Gum Shades Heavy Body, GHB-2; GC Europe NV, Leuven, Belgium) ile doldurulmuştur (Şekil 3. 13-15). Kompozit önce 40 saniye boyunca bir LED ışık cihazı (Şekil 3. 16) (DTE LUX-E Plus, Guilin Woodpecker Medical Instrument, Guangxi, China; 1200 mW/cm²) ile polimerize edilmiş, ardından laboratuvar şartlarında 3 dakikalık ek bir polimerizasyon döngüsü uygulanmıştır (Şekil 3. 17) (Labolight DUO, GC Europe NV, Leuven, Belgium) (149).



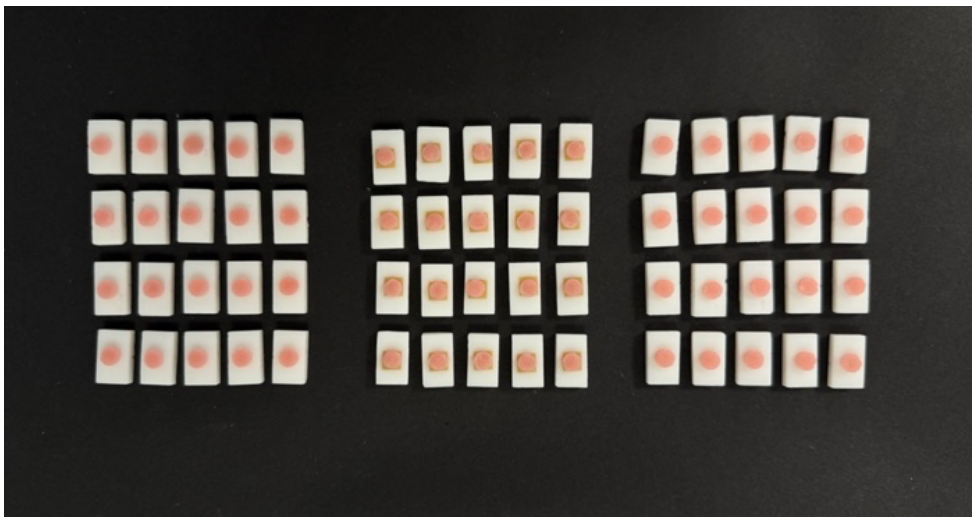
Şekil 3. 12 Universal primer



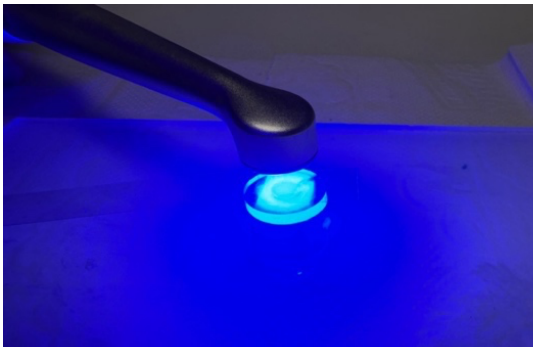
Şekil 3. 13 Silikon kalıp ve diş eti rengi indirekt kompozit rezinin yerleştirilmesi



Şekil 3. 14 Diş eti renginde indirekt kompozit rezin



Şekil 3. 15 Kompozit bağlanması tamamlanan zirkonya örnekler



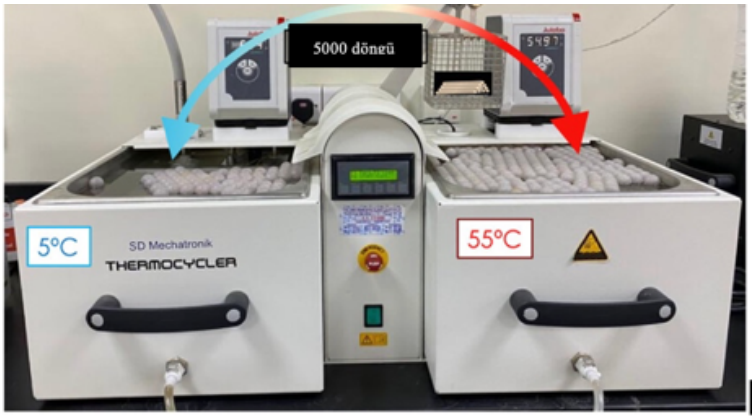
Şekil 3. 16 LED ışık cihazı ile polimerizasyon



Şekil 3. 17 Labolight DUO ile polimerizasyon

3.10. TERMAL YAŞLANDIRMA UYGULANMASI

Üç yüzey işlem grubunun her biri yaşlandırma uygulanmayan ve termal yaşlandırma uygulanan olmak üzere iki alt gruba ayrılmıştır (n = 10). Böylece toplam altı deney grubu elde edilmiştir. Tüm örnekler (n = 60), "yaşlandırma uygulanmamış" koşulu olarak tanımlanan durumda, 37°C'de distile su içinde 24 saat süreyle bekletilmiştir. Bu depolama süresinin ardından, her grubun örneklerinin yarısı bir termal döngü cihazında (SD Mechatronik Thermocycler; SD Mechatronik GmbH, Westerham, Germany) 5°C ile 55°C arasında, her banyoda 25 saniyelik bekleme süresiyle toplam 5.000 döngü boyunca termal yaşlandırmaya tabi tutulmuştur (28) (Şekil 3. 18).



Şekil 3. 18 Termal yaşlandırma cihazı

3.11. MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI TESTİ

Makaslama bağlanma dayanımı testi, bir universal test cihazı (H5KS modeli, Tinius Olsen Ltd.) kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 3. 19). Bağlantı arayüzüne 0.5 mm/dakika çapraz başlık hızında makaslama kuvveti uygulanmış ve kırılma gerçekleşene kadar test sürdürülmüştür. Kırılma kuvveti, bağlanma yüzey alanına bölünerek MPa cinsinden makaslama bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir. SBS değeri şu formülle hesaplanmıştır: yük (N) / bağlanma yüzey alanı (mm^2). Tüm ölçümler megapascal (MPa) cinsinden ifade edilmiştir (150).



Şekil 3. 19 Makaslama bağlanma dayanımı testi

3.12. KIRILMA TİPİ DEĞERLENDİRİLMESİ

SBS testinin tamamlanmasının ardından kırılan yüzeyler, 10x büyütme altında bir stereomikroskop (Zeiss Stemi 508, Germany) (Şekil 3. 20) kullanılarak incelenmiştir. Kırılma tipleri üç grupta sınıflandırılmıştır: Kompozit ile zirkonya arasındaki adeziv kırık, adeziv ve koheziv kırığın birlikte görüldüğü karma kırık veya kompozit materyali içinde meydana gelen koheziv kırık (151).



Şekil 3. 20 Stereomikroskop

3.13. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Çalışmadaki sürekli ölçümlerin normal dağılıp dağılmadığına Kolmogorov-Smirnov (n>50) ve Skewness-Kurtosis testleri ile bakılmış ve ölçümler normal dağıldığından dolayı Parametrik testler uygulanmıştır. Çalışmadaki değişkenler için tanımlayıcı istatistikler; ortalama, standart sapma, sayı (n) ve yüzde (%) olarak ifade edilmiştir. "Kategorik faktörlere" göre "ölçümlerin" karşılaştırılmasında "Bağımsız T-testi" ve "Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA)" kullanılmıştır. Varyans analizini takiben farklı grupları belirlemede "Duncan testi" kullanılmıştır. "İşlem Öncesi ve İşlem Sonrası" ölçümlerin karşılaştırılmasında "Eşleştirilmiş (Paired) T-testi" kullanılmıştır. Sürekli ölçümler arası ilişkiyi belirlemede ise Pearson korelasyon katsayıları hesaplanmıştır. Hesaplamalarda istatistik anlamlılık düzeyi (α) %5 olarak alınmış ve analiz için SPSS (IBM SPSS for Windows, ver.26) istatistik paket programı kullanılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. TEMAS AÇISI (º) ÖLÇÜMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

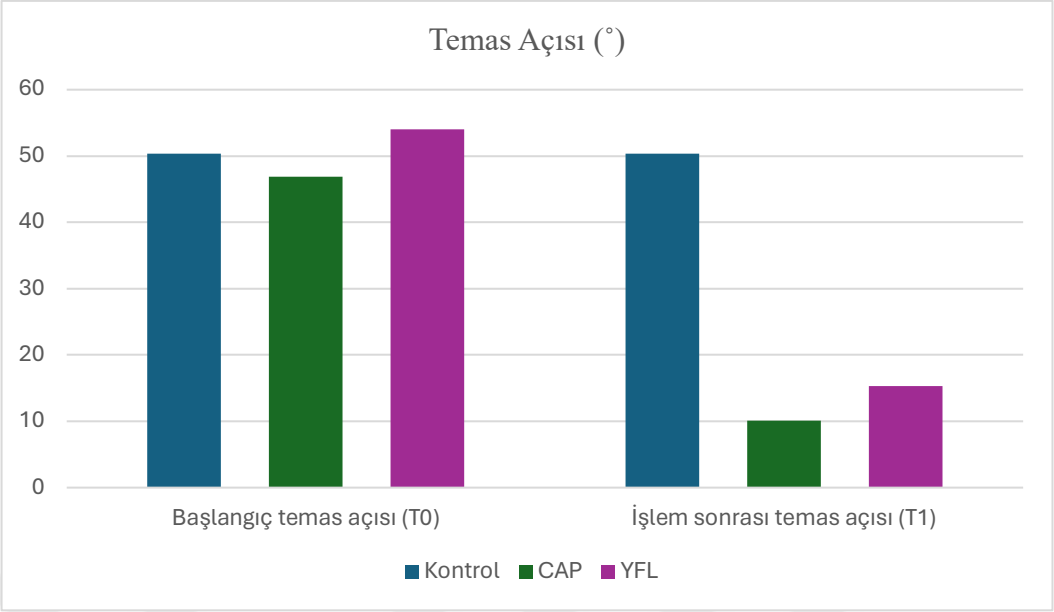
Tablo 4. 1 Temas açısı (º) ölçüm değerleri

	KONTROL GRUBU	CAP GRUBU		YFL GRUBU	
		BAŞLANGIÇ (T_0)	İŞLEM SONRASI (T_1)	BAŞLANGIÇ (T_0)	İŞLEM SONRASI (T_1)
1	50,65	58,24	10,51	54,44	12,66
2	47,92	54,61	6,62	69,02	15,54
3	38,54	50,73	9,80	46,9	12,42
4	56,88	36,98	5,24	50,51	24,44
5	48,64	58,19	8,97	61,25	13,05
6	48,36	59,27	10,79	44,51	15,52
7	54,55	52,29	8,46	51,04	12,56
8	67,64	50,71	11,27	64,35	26,97
9	44,67	47,64	14,01	52,37	27,08
10	44,72	59,35	9,67	47,47	19,01
11	43,61	41,04	9,46	60,97	14,37
12	40,25	43,14	12,09	53,39	10,50
13	43,84	36,07	12,45	50,92	10,83
14	56,77	36,98	7,76	53,9	9,97
15	47,59	28,31	11,50	54,23	10,43
16	59,03	55,83	15,23	45,62	15,29
17	48,55	64,7	12,68	44,58	11,18
18	52,02	32,25	7,29	59,3	17,18
19	60,31	33,54	10,65	56,19	19,34
20	51,66	37,55	7,94	58,68	7,24

Tablo 4. 2 Başlangıç (T_0) ve işlem sonrası (T_1) temas açısı (˚) değişimleri

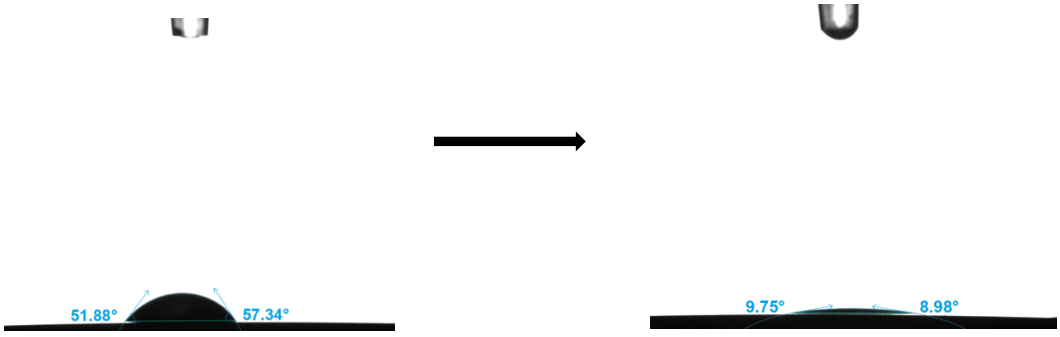
	Kontrol *(n=20)*		CAP *(n=20)*		YFL *(n=20)*		
	Mean	±Std. Dev.	Mean	±Std. Dev.	Mean	±Std. Dev.	*p.
Başlangıç Temas Açısı (˚) (T_0)	50,310	±7,242	46,871	±10,925	53,982	±6,745	*,037*
İşlem Sonrası Temas Açısı (˚) (T_1)	50,310 a	±7,242	10,119 c	±2,518	15,278 b	±5,611	***,001***
***p.*	.		***,001***		***,001***		

* Tek yönlü ANOVA 'ya göre "Gruplar arası" anlamlılık düzeyleri → a,b,c: Gruplar arası farklılığı gösterir (Duncan post-hoc testi)
**Eşleştirilmiş (paired samples) t-testine göre "Önce-Sonra ölçüm farkına ait" anlamlılık düzeyi

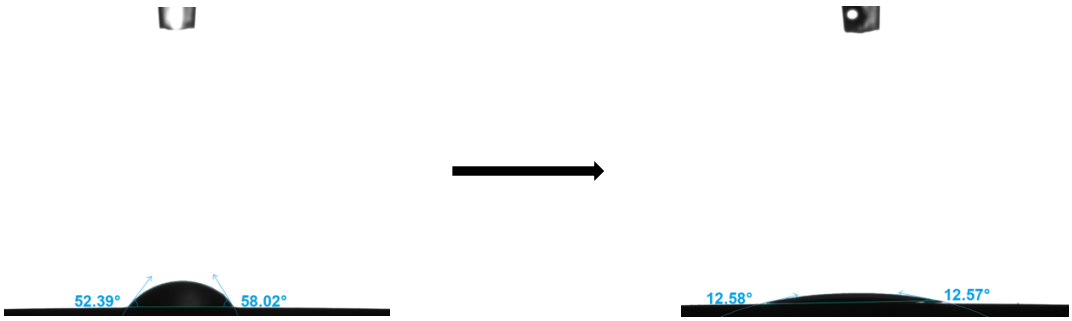


Şekil 4. 1 Başlangıç (T_0) ve işlem sonrası (T_1) temas açısı (˚) değişimleri sütun grafiği

Temas açısı (˚) ölçümlerinde, başlangıç (T_0) değerlerde gruplar arasında anlamlı bir fark olmasına rağmen (p=0,037), asıl belirgin farklılık işlemler sonrası ölçümlerde gözlemlenmiştir (p=0,001). CAP uygulanan grupta temas açısı 10,119°'ye düşerek en hidrofilik yüzey elde edilmiş ("c" harfi), YFL uygulanan grupta ise 15,278° ile orta düzeyde bir hidrofiliklik sağlanmıştır ("b" harfi). Başlangıç ve işlem sonrası karşılaştırması, plazma ve lazer gruplarında temas açısındaki (˚) düşüşün istatistiksel olarak anlamlı olduğunu göstermektedir. Başlangıç (T_0) ve işlem sonrası (T_1) temas açısı (˚) değişimleri Tablo 4. 2 ve Şekil 4. 1'de gösterilmiştir. CAP ve YFL gruplarının başlangıç (T_0) ve işlem sonrası (T_1) temas açısı (˚) görüntüleri Şekil 4. 2 ve Şekil 4. 3'de gösterilmiştir.



Şekil 4. 2 CAP grubu başlangıç (T_0) ve işlem sonrası (T_1) temas açısı (˚)



Şekil 4. 3 YFL grubu başlangıç (T_0) ve işlem sonrası (T_1) temas açısı (˚)

4.2. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÖLÇÜMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

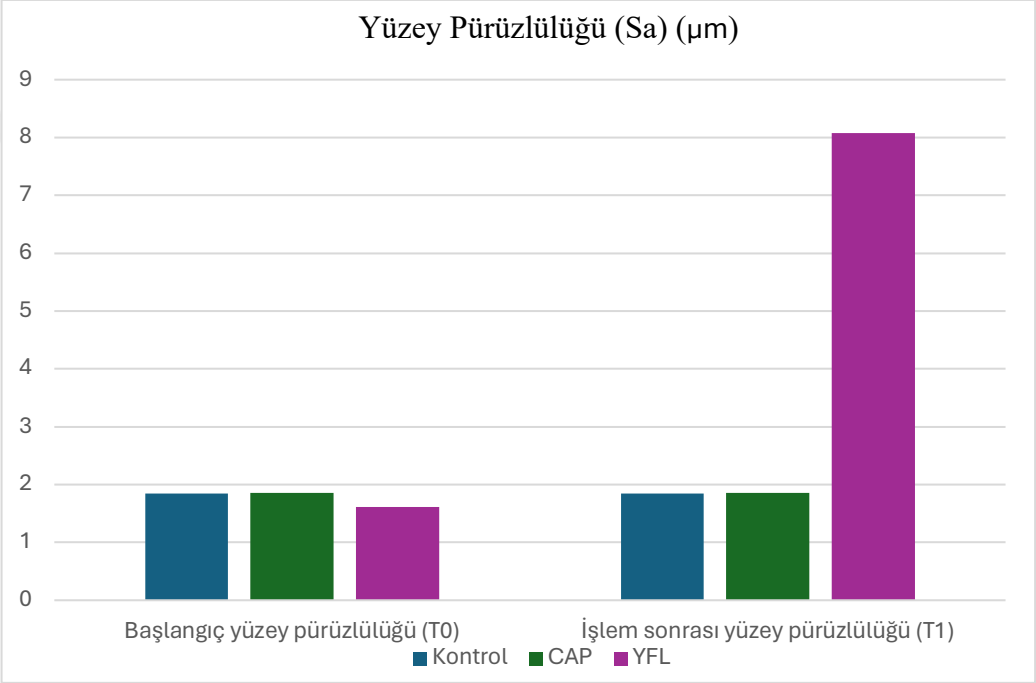
Tablo 4. 3 Yüzey pürüzlülüğü (Sa) (µm) ölçüm değerleri

	KONTROL GRUBU	CAP GRUBU	YFL GRUBU	
	BAŞLANGIÇ (T_0)	BAŞLANGIÇ (T_0)	BAŞLANGIÇ (T_0)	İŞLEM SONRASI (T_1)
1	1,318	1,809	1,405	8,301
2	1,824	1,437	2,35	8,263
3	3,246	1,441	1,163	7,461
4	2,441	1,462	1,335	8,962
5	1,845	1,893	1,177	9,133
6	1,998	1,549	1,405	8,911
7	1,315	1,369	1,263	6,556
8	1,267	1,47	1,357	8,497
9	1,78	1,612	1,33	7,946
10	1,749	2,142	1,264	6,75
11	2,147	2,226	1,305	9,014
12	2,143	2,362	1,998	7,104
13	1,38	2,447	1,474	6,527
14	1,888	2,52	1,343	9,237
15	2,553	1,457	1,268	6,203
16	1,421	2,333	1,365	7,658
17	1,733	1,799	1,943	7,128
18	1,735	1,927	3,311	10,69
19	1,292	2,26	2,693	10,51
20	1,856	1,643	1,443	6,65

Tablo 4. 4 Başlangıç (T_0) ve işlem sonrası (T_1) yüzey pürüzlülüğü (Sa) (µm) değişimleri

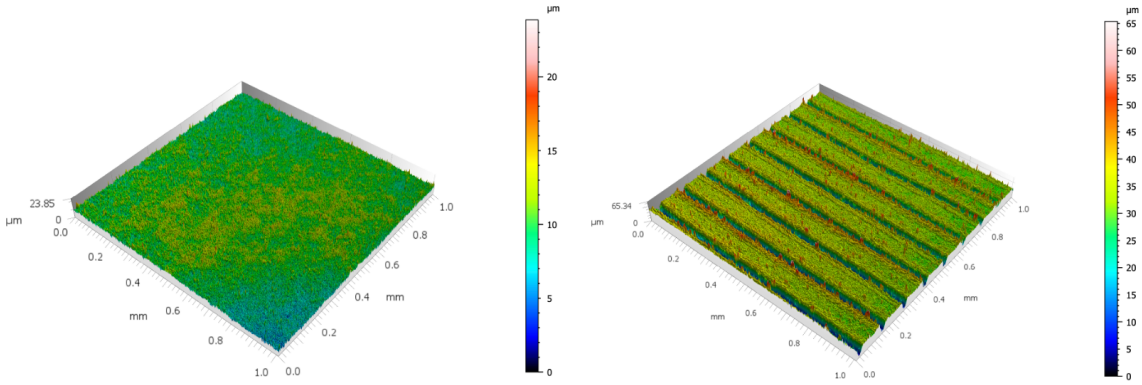
	Kontrol (n=20)		CAP (n=20)		YFL (n=20)		
	Mean	Std. Dev.	Mean	Std. Dev.	Mean	Std. Dev.	*p.
Başlangıç Yüzey Pürüzlülüğü (Sa) (T_0)	1,847	,495	1,858	,392	1,610	,571	*,205*
İşlem Sonrası Yüzey Pürüzlülüğü (Sa) (T_1)	-	-	-	-	8,075	1,303	-
***p.*	.		.		***,001***		

* Tek yönlü ANOVA 'ya göre "Gruplar arası" anlamlılık düzeyleri →
**Eşleştirilmiş (paired samples) t-testine göre "Önce-Sonra ölçüm farkına ait" anlamlılık düzeyi ↓



Şekil 4. 4 Başlangıç (T_0) ve işlem sonrası (T_1) yüzey pürüzlülüğü (Sa) değişimleri sütun grafiği

Yüzey pürüzlülüğü (Sa) parametresinde, işlem öncesi değerlerde gruplar arasında anlamlı bir fark yoktur (p=0,205). YFL grubunda yüzey pürüzlülüğü değeri 8,075 µm'a çıkarak belirgin şekilde artmıştır (Şekil 4. 5).



Şekil 4. 5 YFL grubu başlangıç ve işlem sonrası yüzey pürüzlülüğü görüntüleri

4.3. MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

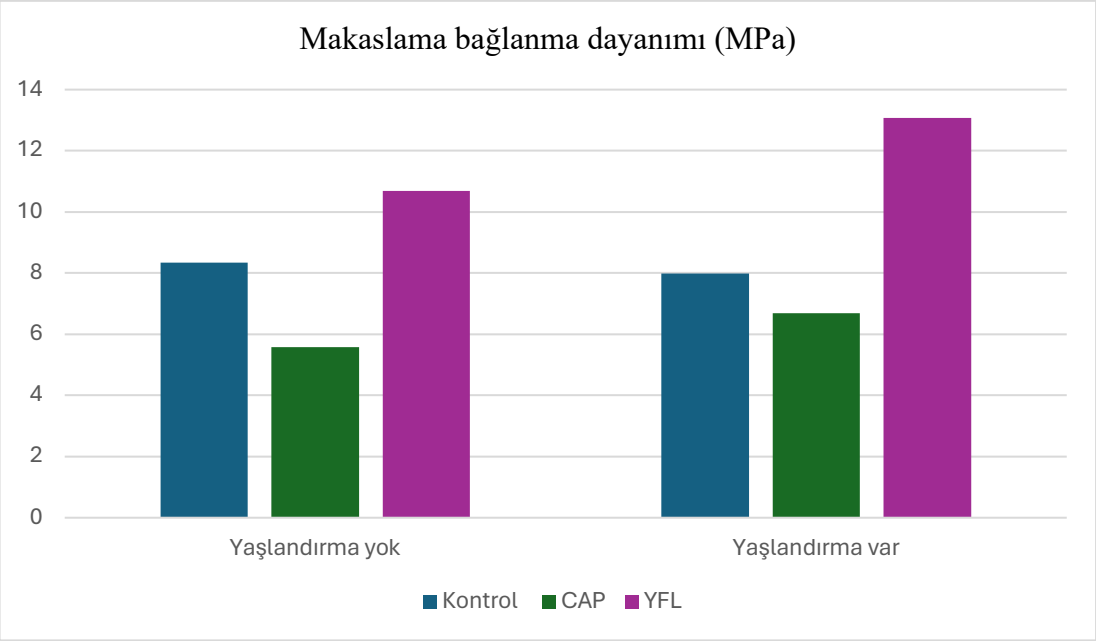
Tablo 4. 5 Makaslama bağlanma dayanımı (MPa) ölçüm değerleri

		KONTROL	CAP	YFL
YAŞLANDIRMA VAR	1	7,988	5,909	13,383
	2	5,094	6,546	13,006
	3	9,180	6,510	16,521
	4	5,644	10,637	14,646
	5	11,681	7,169	14,060
	6	9,297	6,327	9,358
	7	7,096	5,624	13,347
	8	11,971	7,146	14,865
	9	6,251	4,896	8,951
	10	5,680	6,088	12,522
YAŞLANDIRMA YOK	11	5,884	3,398	12,725
	12	7,804	4,778	10,199
	13	8,609	7,249	11,666
	14	5,059	6,903	10,265
	15	11,192	6,327	14,050
	16	9,720	3,505	7,208
	17	7,575	6,740	9,205
	18	9,592	7,346	9,333
	19	8,726	5,110	9,236
	20	9,205	4,442	12,939

Tablo 4. 6 Makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin (MPa) değişimleri

		Kontrol (n=20)		CAP (n=20)		YFL (n=20)		
		Mean	±Std. Dev.	Mean	±Std. Dev.	Mean	±Std. Dev.	*p.
Makaslama Bağlanma Dayanımı (MPa)	Yaşlandırma Yok	8,337 b	±1,833	5,580 c	±1,520	10,683 a	±2,112	***,001***
	Yaşlandırma Var	7,988 b	±2,487	6,685 b	±1,547	13,066 a	±2,353	***,001***
	***p.**	*,725*		*,124*		***,028***		

* Tek yönlü ANOVA 'ya göre "Gruplar arası" anlamlılık düzeyleri → a,b,c : Gruplar arası farklılığı gösterir (Duncan post-hoc testi)
** Bağımsız (Independent) örneklem T-testi sonuçlarına göre "Yaşlandırma Var-Yok arası" anlamlılık düzeyleri ↓



Şekil 4. 6 Makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin (MPa) değişimleri sütun grafiği

Tablo 4. 6 ve Şekil 4. 6, farklı yüzey işlemlerinin ve yaşlandırma faktörünün zirkonya örneklerinin makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki ortak etkisini iki yönlü olarak değerlendirmektedir. Analiz sonuçları, makaslama bağlanma dayanımı üzerinde yüzey işleminin belirleyici bir rol oynadığını, yaşlandırmanın ise bu etkiyi sadece YFL grubunda anlamlı şekilde değiştirdiğini göstermektedir.

Yüzey işleminin etkisi her iki yaşlandırma grubunda da istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0,001). Duncan testi sonuçları, YFL grubunun her iki yaşlandırma durumunda da en yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğunu doğrulamaktadır.

Yaşlandırma uygulanmamış grupta, CAP işlemi bağlanma dayanımını kontrol grubuna kıyasla anlamlı şekilde düşürmüş ("c" harfi) ve en düşük değer bu grupta gözlemlenmiştir.

Yaşlandırmanın etkisi gruplara göre farklılık göstermiştir. YFL grubunda, yaşlandırma uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı (13,066 MPa), yaşlandırma uygulanmayanlara (10,683 MPa) kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir (p=0,028). Kontrol grubunda yaşlandırmanın bir etkisi görülmemiştir (p=0,725). CAP grubunda ise yaşlandırma sonrası makaslama bağlanma dayanımında bir artış eğilimi olmasına rağmen, bu fark istatistiksel anlamlılık düzeyine ulaşmamıştır (p=0,124).

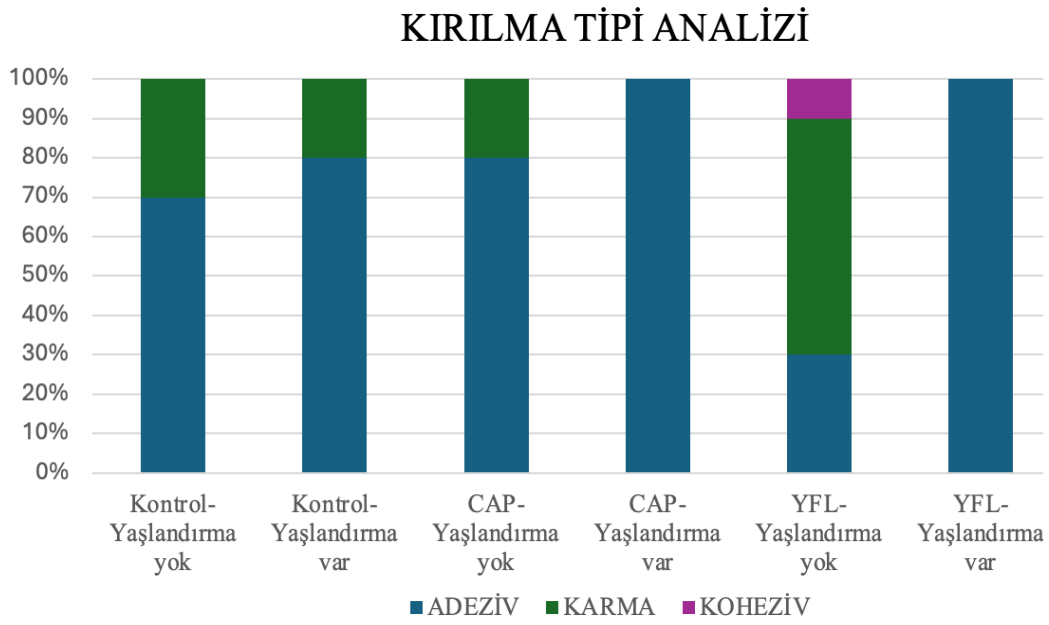
4.4. KIRILMA TİPİ DEĞERLENDİRİLMESİ

Kırılma tipi analizine göre; kontrol grubunda, yaşlandırma uygulanmayan örneklerde kırılma tiplerinin %70'inin adeziv ve %30'unun karma kırılma olduğu gözlenmiştir. Yaşlandırma uygulanan kontrol grubu örneklerinde ise kırılmaların %80'i adeziv, %20'si karma karakterde bulunmuştur.

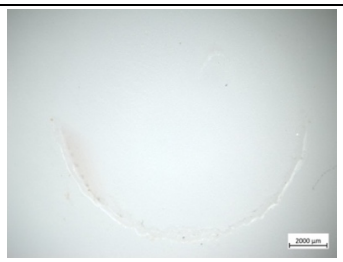
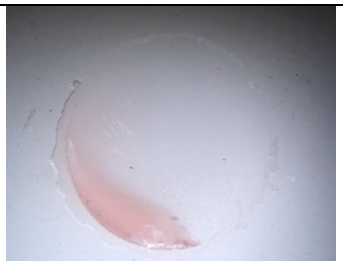
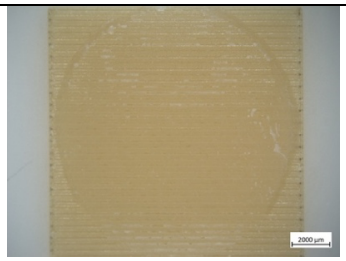
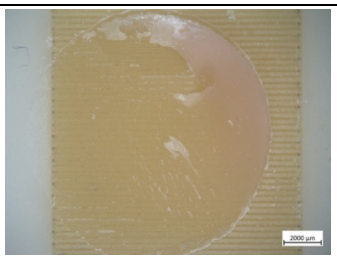
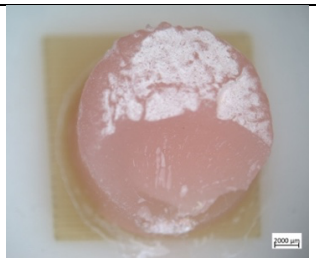
CAP grubunda, yaşlandırma yapılmayan örneklerde kırılmaların %80'i adeziv ve %20'si karma tipte saptanmıştır. Yaşlandırma uygulanan CAP grubunda ise tüm örneklerde (%100) adeziv kırılma görülmüştür.

YFL grubunda, yaşlandırma uygulanmayan örneklerde kırılma tiplerinin %30'u adeziv, %60'ı karma ve %10'u koheziv olarak belirlenmiştir. Buna karşılık, yaşlandırma uygulanan YFL grubu örneklerinin tamamında (%100) adeziv kırılma gözlenmiştir.

Adeziv kırılmalar, zirkonya alt yapısının açığa çıkması, karma kırılmalar kompozit tabakasının yüzeyde kalması ile karakterize edilirken; kohezyonel kırılmalarda kompozit tabakasının büyük kısmının zirkonya yüzeyine bağlı kaldığı ve kendi içinde kırıldığı görülmüştür. Kırılma tipi yüzdeleri Şekil 4. 7'daki sütun grafiğinde ve kırılma tiplerine göre stereomikroskop görüntüleri Şekil 4. 8' de gösterilmektedir.



Şekil 4. 7 Kırılma tipi sütun grafiği

	Adeziv	Karma	Koheziv
Kontrol			
CAP			
YFL			

Şekil 4. 8 Grupların kırılma tiplerine göre stereomikroskop görüntüleri

5. TARTIŞMA

Diş veya implant destekli protetik restorasyonların üretimi sırasında, zirkonya altyapıların gingival bölgelerine sıklıkla diş eti renginde materyaller uygulanmaktadır. Alveolar rezorpsiyon, rezeksiyon veya yumuşak doku asimetrisi gibi durumlarda, cerrahi veya rejeneratif seçenekler değerlendirilse dahi, yumuşak ve sert doku augmentasyonu her zaman mümkün olmayabilir (7). Bu nedenle doku eksikliğini telafi etmek için diş eti renkli veneer materyalleri yaygın olarak tercih edilmektedir (8). Diş eti renkli porselenler biyouyumluluk açısından avantajlı olup estetik açıdan tatmin edici sonuçlar sağlayabilmektedir; ancak çevre yumuşak dokularla uyumlarının sınırlı olması, çoklu fırınlama döngülerine ihtiyaç duymaları nedeniyle deformasyon veya büzülme riskinin artması, ayrıca kırılmaya yatkınlık ve sınırlı tamir edilebilirlikleri prosedürü teknik olarak hassas ve zaman alıcı hale getirmektedir (8,15). Bu sınırlılıklar nedeniyle indirekt kompozit rezinler porselenin yerine kullanılabilir; zira uygun materyal özellikleri sunarlar ve daha basit, daha öngörülebilir bir tamir süreci sağlarlar (7). Güncel çalışmalar ayrıca, diş eti renkli kompozit materyallerin fırınlama kaynaklı büzülme olmaksızın daha hızlı, daha ekonomik ve onarımı daha kolay bir veneerleme alternatifi sunduğunu göstermektedir. Geniş renk skalaları da çevre dokularla tatmin edici estetik entegrasyon sağlamaktadır (8). Literatürde zirkonya ile indirekt kompozitler veya rezin siman arasındaki makaslama bağ dayanımını artırmaya yönelik çeşitli yüzey işlemlerinin etkilerini inceleyen pek çok çalışma mevcuttur (4,22,146,152,153) ancak bu çalışmaların çoğu diş rengindeki indirekt kompozitlere odaklanmış olup, diş eti renkli indirekt kompozitleri spesifik olarak değerlendiren çalışma sayısı sınırlıdır (9,108,151,154). An ve arkadaşları, zirkonya da dahil olmak üzere çeşitli altyapılara uygulanan diş ve diş eti renkli kompozit rezinlerin bağlanma performansını karşılaştırmış ve sırasıyla 4,64 MPa ve 3,74 MPa makaslama bağ dayanımı değerleri bildirmiştir; iki kompozit arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p>0,05$)(107). Bu bulgular, kompozit pigmentasyonunun zirkonyaya bağlanma üzerinde belirleyici olmadığını, adezyonun esas olarak yüzey işlemi protokolü ve adeziv kimyasından etkilendiğini göstermektedir. Her iki materyalin benzer performans sergilemesi, rezin matriks yapılarının benzerliği ve aynı yüzey işlem prosedürlerinin uygulanmasına bağlanmaktadır (107). Dolayısıyla diş eti renkli

kompozitlerin, optik özellikleri farklı olsa da uygun yüzey işlemleri ile diş rengi kompozitlerle eşdeğer bağlanma etkinliği sağladığını bildirmişlerdir (107). Önceki çalışmalar, fosfat monomerlerinden oluşan 10-metakriloliloksidetsil dihidrojen fosfatın (MDP), indirekt kompozit rezin ile zirkonya arasındaki bağ dayanımını artırmada etkili olduğunu göstermiştir (20–22). Bu nedenle, bu çalışmada indirekt kompozit rezin ile zirkonya arasındaki kimyasal ve mekanik bağlanmanın klinik uygulaması için MDP içeren bir primer kullanımı tercih edilmiştir.

Literatürde farklı zirkonya tiplerinin bağ dayanımı üzerindeki etkisini inceleyen çalışmalar, özellikle 3Y-TZP içeriği yüksek zirkonyaların yüzey pürüzlendirme işlemlerine daha duyarlı olduğunu göstermektedir. Örneğin Kaleli ve arkadaşları, 3Y-TZP yapısındaki Vita YZ HT'nin diğer zirkonya türlerine kıyasla en yüksek makaslama bağ dayanımını sergilediğini bildirmiştir; bu durum, tetragonal faz oranının fazla olması nedeniyle kumlama, pürüzlendirme gibi yüzey işlemleri sonrası daha belirgin mikromekanik retansiyon oluşmasına bağlanmıştır (153). Buna karşılık 4Y-5Y oranı daha yüksek olan zirkonyalarda artmış kübik faz içeriği, yüzey reaktivitesi ve mekanik kilitlenme potansiyelini azaltarak bağlanma etkinliğini sınırlamaktadır (153). Bizim çalışmamızda kullanılan zirkonya altyapının 3Y-TZP yapıda olması, literatürde bildirilen faz bileşimi–bağ dayanımı ilişkisi doğrultusunda tercih edilmiş olup, tetragonal faz ağırlıklı bu yapı indirekt kompozit rezinlerle yapılan adeziv bağlantı protokollerinde yaygın olarak önerilen bir altyapı materyalidir.

Çalışmamız, soğuk atmosferik plazma (CAP) uygulaması, ytterbium fiber lazer (YFL) uygulaması ve termal yaşlandırmanın yüzey ıslanabilirliği ile 3Y-TZP zirkonya ve diş eti renkli indirekt kompozit materyal arasındaki bağ dayanımı üzerindeki etkilerini değerlendirmiş ve karşılaştırmıştır.

Elde edilen bulgular doğrultusunda, uygulanan yüzey işlemlerinin zirkonyanın temas açısını değiştirmediğine dair birinci sıfır hipotezi reddedilmiştir, çünkü CAP ve YFL işlemleri temas açısını istatistiksel olarak anlamlı şekilde azaltmıştır.

Uygulanan yüzey işlemlerinin makaslama bağlanma dayanımında değişikliğe neden olmadığına dair ikinci sıfır hipotezi kısmen kabul edilmiştir, çünkü CAP uygulaması yaşlandırma uygulanan grupta bağ dayanımında istatistiksel olarak

anlamlı bir farklılık oluşturmazken, yaşlandırma uygulanmayan grupta istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşmüştür. YFL uygulaması ise her iki yaşlandırma grubunda makaslama bağlanma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yükseltmiştir.

Termal yaşlandırmanın makaslama bağ dayanımı üzerinde etkili olmadığına dair üçüncü sıfır hipotezi kısmen reddedilmiştir, çünkü termal yaşlandırma YFL grubunda bağ dayanımını anlamlı biçimde artırmış; ancak kontrol ve CAP gruplarında anlamlı bir değişiklik oluşturmamıştır.

Bu çalışmanın sonuçları, gruplar arasında makaslama bağ dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunduğunu göstermiştir ($p = 0.001$). Mevcut çalışmada tüm deney grupları ISO Standardı 10477'de belirtilen minimum 5 MPa gereksinimini aşan bağ dayanımı değerleri sergilemiştir (155).

Plazma uygulaması, zirkonya yüzeyindeki oksijen ve nitrojen kökenli aktif radikaller oluşturarak yüzey reaktivitesini artırır. Ayrıca C–H ve C–C bağlarını kırarak yüzey hidrokarbonlarını azaltır ve yüzeyi temizler (147). Kumlama veya tribokimyasal işlemlerden farklı olarak plazma alt tabakayı kontamine etmez veya zirkonyanın temel yapısını değiştirmez; bu da bağ dayanıklılığını ve uzun dönem stabiliteyi artırabilir. Sürecin aynı zamanda polar fonksiyonel grupların oluşumunu kolaylaştırdığı, ıslanabilirliği artırdığı ve temas açısını (˚) düşürdüğü bildirilmektedir (147). Nontermal argon plazma, yüzey morfolojisini değiştirmeden kumlamaya benzer bağ dayanımı değerleri sağlayarak çatlak oluşma riskini azaltmıştır (147).

Zirkonya yüzeyinde plazma uygulamasına ilişkin önceki çalışmalar çoğunlukla argon, oksijen veya helyum gibi tek gazlı nontermal plazma sistemlerini kullanmıştır (24,27,143,147,155,156). Çalışmamızda ise oda sıcaklığında ve atmosferik basınçta çalışan, oksijen ve nitrojen kökenli geniş bir reaktif tür spektrumu oluşturan soğuk atmosferik plazma (CAP) kullanılmıştır.

Bu çalışmada CAP uygulaması temas açısını (˚) belirgin şekilde azaltmış (10.119°), ancak bu artmış hidrofilite, bağ dayanımı açısından bir avantaja dönüşmemiştir; CAP grubu her iki yaşlandırma grubunda da en düşük SBS değerini (5,580 MPa ve 6,685 MPa) göstermiştir. Bulgular, yalnızca artmış hidrofilitenin

mikromekanik modifikasyon olmadan zirkonya–indirekt kompozit arayüzünde adeziv performansı artırmaya yeterli olmadığını göstermektedir.

Mevcut literatürde CAP'ın zirkonya–indirekt kompozit bağlanmasına etkisini inceleyen az sayıda çalışma mevcuttur. Bunz ve arkadaşlarının çalışması bu bağlamda en ilgili çalışmadır (25). Bunz ve arkadaşları, CAP'ın zirkonya–indirekt kompozit bağ dayanımı üzerindeki etkisini kısa dönem (5000 döngü) ve uzun dönem (37.500 döngü) termal yaşlandırma sonrası değerlendirmiş ve CAP'ın kısa dönem bağlanma dayanımını anlamlı şekilde arttırmadığını, 2.82 MPa değerinde SBS elde edildiğini bildirmiştir (25).

Sevilla ve arkadaşları, argon ve oksijen plazmalarının temas açısı (˚), zirkonya–hibrid kompozit bağ dayanımı ve kırılma tipleri üzerindeki etkilerini karşılaştırmış ve her iki plazmanın temas açısını (˚) azalttığını bildirmiştir; bu bulgu çalışmamızla uyumludur. Ancak Sevilla ve arkadaşları plazma uygulamasının makaslama bağlanma dayanımını artırdığını bildirmiştir (27). Bu farklılık, kullanılan gaz türleri (argon ve oksijen) ve kompozit örneklerinin rezin siman aracılığıyla zirkonyaya bağlanması gibi değişkenliklerle açıklanabilir (27). Ayrıca argon ve oksijen plazmalarının yüzey enerjisini artırmanın yanı sıra sınırlı mikromekanik düzensizlikler oluşturabildiği; buna karşın çalışmamızda kullanılan CAP sisteminin anlamlı bir topografik değişiklik oluşturmaksızın esas olarak karbon temelli organik kontaminantları uzaklaştırarak yüzey enerjisini artırdığı ve kimyasal aktivasyon sağladığı unutulmamalıdır (27,145).

Plazma ile oluşturulan kimyasal aktivasyonun zamanla geri dönebileceği ve özellikle açık hava koşullarında hidrokarbon re-adsorpsiyonu nedeniyle yüzeyin yeniden hidrofobikleştiği gösterilmiştir; bu durum plazma etkisinin kısa süreli olabileceğini düşündürmektedir (145). Dolayısıyla çalışmamızda CAP grubunda gözlenen düşük SBS değerleri, plazmanın kimyasal aktivasyon sağlasa da mikromekanik tutuculuk sunmaması ve etkisinin zamanla gerileyebilmesiyle uyumludur.

Daha önceki çalışmalarda çeşitli lazer sistemlerinin diş rengindeki direkt ve indirekt kompozitlerin zirkonya ile bağ dayanımını artırabileceği gösterilmiştir (22,30,157,158). Bilgimiz dahilinde, bu çalışma, ytterbium fiber lazer ışınlamasının zirkonya ile herhangi bir indirekt kompozit rezin materyali arasındaki bağ dayanımı üzerindeki etkisini inceleyen ilk çalışmadır. Elde edilen veriler, ytterbium fiber lazer ışınlamasının indirekt kompozitlerin zirkonyaya bağ dayanımını anlamlı şekilde iyileştirdiğini, ayrıca zirkonya yüzey pürüzlülüğünü ve ıslanabilirliğini artırdığını göstermiştir. Bu bulgu, ytterbium fiber lazer ışınlamasının etkilerini değerlendiren Toyoda ve arkadaşlarının çalışması ile uyumludur (31). Toyoda ve arkadaşları, ytterbium fiber lazer uygulamasının zirkonya-rezin siman arasındaki bağ dayanımını anlamlı şekilde artırdığını belirtmiştir. Kompozit rezin siman grubunda (Panavia V5) bağ dayanımı termal döngü öncesinde 11.2–14.4 MPa arasında iken, döngü sonrasında 0.1–5.2 MPa arasına düştüğünü; buna karşılık, 4-META/MMA-TBB siman grubunda değerler 9.8–14.5 MPa'dan 10.0–25.5 MPa'ya yükseldiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızla uyumlu olarak, ytterbium fiber lazer uygulamasının yüzey pürüzlülüğünü (Sa ≈ 2.39 μm) belirgin şekilde artırdığı bildirilmiştir. Bu da mikromekanik tutuculuğun ve yüzey ıslanabilirliğinin artmasına katkıda bulunmuş olabilir (31).

Ünal ve arkadaşları da ytterbium katkılı fiber lazerin Y-TZP zirkonyanın diş dokularına bağ dayanımı ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini incelemiş ve lazer uygulamasının hem yüzey pürüzlülüğünü hem de bağ dayanımını anlamlı şekilde artırdığını bildirmiştir; iki farklı rezin simanda sırasıyla 11.91 MPa ve 11.03 MPa değerleri elde edildiği belirtilmiştir (159). Benzer şekilde, çalışmamızda SBS değerleri ytterbium fiber lazer ışınlaması sonrası kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde yükselmiştir. Bu durum ytterbium fiber lazerin mikromekanik retansiyonu arttırarak makaslama bağlanma dayanımını arttırdığı görüşünü desteklemektedir.

Demetoğlu ve arkadaşları YFL ışınlaması ile hidroflorik asidin lityum disilikat seramiklerin bağ dayanımı üzerindeki etkilerini karşılaştırmış ve iki yüzey işleminde anlamlı bir fark bulmamıştır (88). Fornaini ve ark. ise 1070-nm fiber lazerin zirkonya üzerindeki mekanik performans etkilerini değerlendirmiş ve lazer uygulanan

örneklerde bağ dayanımının arttığını (132.5 ± 61.35 N) ancak bu artışın istatistiksel açıdan anlamlı olmadığını belirtmiştir (p = 0.2155) (160). Bu bulgular, YFL ışınlamasının zirkonya morfolojisini değiştirebileceğini ve yüzey pürüzlülüğünü artırabileceğini, ancak bu değişikliklerin her zaman klinik açıdan anlamlı bağ dayanımı artışı ile sonuçlanmadığını göstermektedir (160). Bununla birlikte, çalışmamızın sonuçları özellikle diş eti renkli indirekt kompozitlerin zirkonya altyapılarla kullanımında YFL yüzey işleminin klinik uygulamalar açısından umut verici olduğunu düşündürmektedir. Çünkü bu yöntem hem kimyasal hem de mikromekanik bağlanmayı güçlendirerek restorasyonun uzun dönem stabilitesini destekleyebilir.

Farklı çalışmalar arasındaki değişkenlik; lazer cihazları, atım özellikleri ve parametreleri, tarama düzenleri, operatör kaynaklı farklılıklar ve zirkonyanın yapısal özelliklerinden kaynaklanabilir. YFL ile pürüzlendirme hâlen tartışmalıdır ve literatürde bu konuda yapılmış çalışma sayısı oldukça azdır (88). Bu nedenle, daha fazla araştırma yapılması ve standardize edilmiş ışınlama parametrelerinin belirlenmesi, zirkonya yüzeyinde indirekt kompozit bağ dayanımını artırmaya yönelik YFL uygulamalarının klinik kullanımını yönlendirmek açısından gereklidir.

Kompozit rezin ile zirkonya arasındaki bağlanma dayanımında, ağız içindeki nem ve sıcaklık değişimlerinin etkisiyle azalma olması beklenmektedir; çünkü kompozit rezinlerin su absorpsiyonu ve termal genleşme katsayısı (CTE), zirkonyaya kıyasla daha yüksektir (22,161). Bu nedenle çalışmamızda zirkonya indirekt kompozit rezin bağlantısında termal yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan grupların SBS değerleri değerlendirilmiştir.

CAP ve kontrol gruplarında termal yaşlandırma yapılan ve yapılmayan örneklerde SBS değerleri arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır; bu bulgu literatürdeki verilerle uyumludur (108,146,156). Ytterbium katkılı fiber lazer grubunda yaşlandırma yapılan örneklerde SBS değerlerinde gözlenen anlamlı artış ise dikkate değer bir bulgudur; genellikle termal döngülerin termal genleşme uyumsuzlukları nedeniyle bağ ara yüzünü zayıflattığı göz önünde bulundurulduğunda özellikle önemlidir. Ancak bu sonuç, ytterbium fiber lazer ışınlamasının yüksek yüzey

pürüzlülüğü (Sa ≈ 2.39 μm) ile derin ve homojen mikro-retantif oluklar oluşturduğunu belirten Toyoda ve arkadaşlarının önerdiği mekanizma ile uyumludur (31). Bu çalışmada da termal yaşlandırma sonrası elde edilen artış, lazer ile oluşturulan mikro-topografinin MDP içeren primerin kimyasal afinitesiyle sinerjik etkileşimine bağlanabilir. MDP'nin fosfat ester grubu metal oksit yüzeyleriyle stabil kimyasal bağlar oluştururken, lazer ile oluşturulan yüzey morfolojisi monomer penetrasyonu için daha geniş bir yüzey alanı sağlamaktadır. Ayrıca termal döngüler sırasında sıcaklık değişikliklerinin MDP–indirekt kompozit arayüzünde devam eden polimerizasyonu ve monomer dönüşümünü kolaylaştırmış olabileceği düşünülmektedir. Hem kimyasal bağlanmanın hem de mikromekanik retansiyonun eşzamanlı olgunlaşması, YFL uygulamasının termal stresin olumsuz etkilerini telafi etmekle kalmayıp zamanda bağ arayüzünü güçlendirebileceğini göstermektedir (31).

Iwaguro ve arkadaşları, çalışmalarında Nd:YVO_4 lazer ile oluşturulan 50, 75 ve 100 μm genişliğindeki mikro-slit yapılarının, iki farklı zirkonya türü (Y-TZP ve Ce-TZP/A) ile indirekt kompozit rezin arasındaki bağ dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir. Microslit gruplarında, Y-TZP'nin MS 75 grubu hariç olmak üzere, termal döngü sonrası SBS'nin artma eğilimi olduğu, ancak bunun istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür. Bu durum, termal döngü sırasında gerçekleşen ısınmaya bağlı ek polimerizasyondan kaynaklanmış olabilir (22). Önceki çalışmalar, kompozit rezin sıcaklığının artırılmasının polimerizasyonu önemli ölçüde etkilediğini ve kompozitin özelliklerini geliştirebileceğini bildirmiştir (162,163)**.**

Bu çalışmanın birkaç sınırlılığı bulunmaktadır. En önemli sınırlılık, *in vitro* tasarım olup *in vivo* ortamdaki biyolojik ve mekanik etkileşimlerin tam olarak taklit edilememesidir. Bu nedenle gelecekte yapılacak çalışmaların oral çevreyi daha fazla taklit eden koşullar altında yürütülmesi gerekmektedir. Ayrıca bağ dayanımının yalnızca standartlaştırılmış örnekler ve SBS testi ile değerlendirilmesi klinik gerçekliği sınırlı şekilde yansıtmaktadır; çünkü restorasyonlar klinikte eş zamanlı kesme, çekme, bükme ve basma kuvvetlerinden oluşan kompleks okluzal kuvvetlere maruz kalmaktadır (164).

YFL uygulaması sonrasında zirkonya örneklerinin yüzeyinde renk değişikliği gözlenmiştir. Renk parametresi çalışmamızın kapsamına dahil edilmediğinden değerlendirilmemiştir. Zirkonya yüzeyine uygulanacak kompozit materyalin bu renk farklılığını hangi ölçüde maskeleyebileceğinin bilinmemesi ise çalışmanın bir sınırlılığı olarak kabul edilmiştir. Bu durumun klinik açıdan etkilerini ortaya koyabilmek amacıyla ileri çalışmalar planlanmaktadır.

CAP uygulaması termal olmayan bir işlem olduğundan, zirkonyada tetragonal–monoklinik faz dönüşümü riski minimaldir; ancak bu çalışmada faz değişimi değerlendirilmemiş olup bu durum gelecekte ele alınması gereken metodolojik bir sınırlılıktır (147). Simüle oral sıvıların yokluğu ve yemek yeme, içme veya diş fırçalama sırasında meydana gelen sıcaklık veya pH dalgalanmalarının taklit edilmemiş olması da bulguların genellenebilirliğini sınırlamaktadır. Bu nedenle intraoral simülasyon parametrelerini içeren ilave çalışmalar gereklidir. Ayrıca uzun dönem termal yaşlandırmanın etkisi değerlendirilmemiş olup bağlanma ara yüzünün dayanıklılığını daha iyi anlayabilmek için bu konunun da ele alınması gerekmektedir. Son olarak, farklı lazer tiplerinin ve parametrelerinin etkinliğini değerlendirmek ve çeşitli zirkonya tiplerinin tepkilerini incelemek amacıyla daha kapsamlı ve klinik açıdan uygulanabilir yüzey işlem protokollerinin geliştirilmesine yönelik çalışmalar planlanmaktadır.

6. SONUÇLAR

1. Temas açısı (°) bakımından işlem öncesi (T_0) ölçümlerde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (p=0,037). Bununla birlikte, asıl belirgin farkın işlem sonrası değerlerde ortaya çıktığı görülmüştür (p=0,001).
2. İşlem uygulandıktan sonra CAP grubunda temas açısı en düşük seviyeye inmiş ve yüzeyin hidrofilik karakteri belirgin biçimde artmıştır. YFL uygulamasında ise temas açısının daha sınırlı düzeyde azaldığı ve orta derecede bir hidrofiliklik sağlandığı belirlenmiştir.
3. Hem plazma hem de lazer uygulanmış gruplarda, işlem öncesi ve sonrası temas açısı karşılaştırıldığında anlamlı bir düşüş meydana geldiği tespit edilmiştir. Başlangıç (T_0) ile işlem sonrası (T_1) temas açısı değişimlerinin her iki işlemde de istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür (p=0,001).
4. Yüzey pürüzlülüğü bakımından işlem öncesi (T_0) ölçümlerde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p=0,205). YFL uygulaması sonucunda yüzey pürüzlülüğü istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artmıştır (p=0,001).
5. Farklı yüzey işlemleri ile yaşlandırmanın makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki ortak etkisini değerlendiren analizlerde, yüzey işleminin bağlanma dayanımı üzerinde temel belirleyici faktör olduğu, yaşlandırmanın ise yalnızca lazer grubunda bu etkiyi anlamlı şekilde değiştirdiği anlaşılmıştır. Yüzey işleminin etkisi her iki yaşlandırma koşulunda da anlamlı bulunmuştur (p=0,001).
6. Yapılan çoklu karşılaştırmalar, lazerle işlem görmüş örneklerin yaşlandırılmış veya yaşlandırılmamış olmalarına bakılmaksızın en yüksek bağlanma dayanımını sergilediğini göstermiştir. Yaşlandırılmamış grupta plazma uygulaması bağlanma dayanımını kontrol grubuna göre anlamlı biçimde azaltmış ve en düşük değer bu grupta kaydedilmiştir.
7. Yaşlandırmanın etkisi uygulanan yüzey işlemine göre değişkenlik göstermiştir. YFL grubunda yaşlandırma sonrası bağlanma dayanımının anlamlı şekilde arttığı saptanmıştır (p=0,028). Kontrol grubunda yaşlandırmanın bir etkisi bulunmamıştır (p=0,725). CAP grubunda ise yaşlandırma sonrası bağlanma dayanımında artış eğilimi olmasına rağmen bu değişimin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür (p=0,124).

8. Zirkonya yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımı ve yüzey özelliklerini belirgin şekilde etkilediği görülmektedir. Bu nedenle, uygun yüzey işlem yönteminin seçimi, zirkonya altyapılarla elde edilecek adeziv bağın kalitesi açısından önemli bir rol oynamaktadır.

KAYNAKLAR

1. Hamann CP, Depaola LG, Rodgers PA. Occupation-related allergies in dentistry. The Journal of the American Dental Association. 2005 Apr;136(4):500–10.
2. Tanimoto Y. Dental materials used for metal-free restorations: Recent advances and future challenges. J Prosthodont Res. 2015 Oct;59(4):213–5.
3. Tashkandi E. Effect of surface treatment on the micro-shear bond strength to zirconia. Saudi Dent J. 2009 Oct;21(3):113–6.
4. Shimoe S, Peng TY, Otaku M, Tsumura N, Iwaguro S, Satoda T. Influence of various airborne-particle abrasion conditions on bonding between zirconia ceramics and an indirect composite resin material. J Prosthet Dent. 2019 Nov;122(5):491.e1-491.e9.
5. 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(5):751–7.
6. Kondo T, Komine F, Honda J, Takata H, Moriya Y. Effect of veneering materials on fracture loads of implant-supported zirconia molar fixed dental prostheses. J Prosthodont Res. 2019 Apr;63(2):140–4.
7. Lucena C, Benavides-Reyes C, Ruiz-López J, Tejada-Casado M, Pulgar R, Pérez MM. Relevant optical properties for gingiva-colored resin-based composites. J Dent. 2022 Nov;126:104316.
8. Kalyoncuoğlu ÜT, Yilmaz B, Sipahi C. Determination of the degree of conversion, the diffuse reflectance, and the color stability after different aging processes of gingiva-colored composite resins. Journal of Prosthodontics. 2023 Oct 22;32(8):743–51.
9. 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 Sep 19;24(9):977–84.
10. Gardner FM, Stankewitz CG. Using removable gingival facades with fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 1982 Mar;47(3):262–4.
11. Greene PR. The flexible gingival mask: an aesthetic solution in periodontal practice. Br Dent J. 1998 Jun 13;184(11):536–40.
12. Christian Coachman, Marcelo Calamita. The reconstruction of pink and white esthetics.
13. Kim TH, Cascione D, Knezevic A, Nowzari H. Restoration using gingiva-colored ceramic and a ridge lap pontic with circumferential pressure: A clinical report. J Prosthet Dent. 2010 Aug;104(2):71–6.
14. Kamalakidis S, Paniz G, Kang KH, Hirayama H. Nonsurgical management of soft tissue deficiencies for anterior single implant-supported restorations: A clinical report. J Prosthet Dent. 2007 Jan;97(1):1–5.

15. Petropoulou A, Pappa E, Pelekanos S. Esthetic considerations when replacing missing maxillary incisors with implants: A clinical report. J Prosthet Dent. 2013 Mar;109(3):140–4.
16. Alammar A, Blatz MB. The resin bond to high-translucent zirconia—A systematic review. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2022 Jan 24;34(1):117–35.
17. FUSHIKI R, KOMINE F, KIMURA F, KUSABA K, KONDO T, MORIYA Y, et al. Bond strengths between gingiva-colored layering resin composite and zirconia frameworks coated with feldspathic porcelain. Dent Mater J. 2019 Jul 26;38(4):547–54.
18. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. J Prosthet Dent. 2003 Mar;89(3):268–74.
19. Chen. Bonding of Resin Materials to All-Ceramics: A Review. Current Research in Dentistry. 2012 Jan 1;3(1):7–17.
20. Akgungor G, Sen D, Aydin M. Influence of different surface treatments on the short-term bond strength and durability between a zirconia post and a composite resin core material. J Prosthet Dent. 2008 May;99(5):388–99.
21. Lima RBW, Barreto SC, Alfrisany NM, Porto TS, De Souza GM, De Goes MF. Effect of silane and MDP-based primers on physico-chemical properties of zirconia and its bond strength to resin cement. Dent Mater. 2019 Nov;35(11):1557–67.
22. Iwaguro S, Shimoe S, Takenaka H, Wakabayashi Y, Peng TY, Kaku M. Effects of dimensions of laser-milled grid-like microslits on shear bond strength between porcelain or indirect composite resin and zirconia. J Prosthodont Res. 2022;66(1):JPR_D_20_00197.
23. De L, Pereira L, Campos F, Maria De Oliveira A, Piva D, Laísa /, et al. Can Application of Universal Primers Alone Be a Substitute for Airborne-Particle Abrasion to Improve Adhesion of Resin Cement to Zirconia? 2015;17(2).
24. Yan M, Yang CC, Chen YH, Ding SJ. Oxygen Plasma Improved Shear Strength of Bonding between Zirconia and Composite Resin. Coatings. 2020 Jun 30;10(7):635.
25. Bunz O, Kalz P, Benz CI, Naumova EA, Arnold WH, Piwowarczyk A. Cold Atmospheric Plasma Improves Shear Bond Strength of Veneering Composite to Zirconia. Dent J (Basel). 2021 May 21;9(6):59.
26. Valverde GB, Coelho PG, Janal MN, Lorenzoni FC, Carvalho RM, Thompson VP, et al. Surface characterisation and bonding of Y-TZP following non-thermal plasma treatment. J Dent. 2013 Jan;41(1):51–9.
27. Sevilla P, Gseibat M, Peláez J, Suárez MJ, López-Suárez C. Effect of Surface Treatments with Low-Pressure Plasma on the Adhesion of Zirconia. Materials. 2023 Sep 3;16(17):6055.
28. YE XY, LIU MY, LI J, LIU XQ, LIAO Y, ZHAN LL, et al. Effects of cold atmospheric plasma treatment on resin bonding to high-translucency zirconia ceramics. Dent Mater J. 2022 Nov 25;41(6):2022–68.
29. Aljamhan A, Alkhudhairy F. Impact of Hydrofluoric Acid, Ytterbium Fiber Lasers, and Hydroxyapatite Nanoparticles on Surface Roughness and Bonding Strength of Resin Cement

with Different Viscosities to Lithium Disilicate Glass Ceramic: SEM and EDX Analysis. Crystals (Basel). 2025 Jul 1;15(7).

30. Tokar E, Polat S, Ozturk C. Repair bond strength of composite to Er,Cr:YSGG laser irradiated zirconia and porcelain surfaces. Biomed J. 2019 Jun;42(3):193–9.
31. Toyoda K, Taniguchi Y, Nakamura K, Isshi K, Kakura K, Ikeda H, et al. Effects of ytterbium laser surface treatment on the bonding of two resin cements to zirconia. Dent Mater J. 2022;41(1):45–53.
32. Rosenblum MA, Schulman A. T O Y. Vol. 128. 1997.
33. Matos JDM de, Nakano LJN, Bottino MA, Jesus RH de, Maciel LC. Current Considerations for Dental Ceramics and Their Respective Union Systems. Rev Bras Odontol. 2020 Apr 6;77:1.
34. Figueiredo-Pina CG, Patas N, Canhoto J, Cláudio R, Olhero SM, Serro AP, et al. Tribological behaviour of unveneered and veneered lithium disilicate dental material. J Mech Behav Biomed Mater. 2016 Jan 1;53:226–38.
35. Rizkalla AS, Jones DW. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. Dental Materials. 2004 Feb 1;20(2):207–12.
36. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. Journal of Conservative Dentistry. 2010;13(4):195.
37. Giordano R. Ceramics overview. Br Dent J. 2022 May 13;232(9):658–63.
38. Talibi M, Kaur K, Patanwala HS, Parmar H. Do you know your ceramics? Part 1: classification. Br Dent J. 2022 Jan 14;232(1):27–32.
39. Muhetaer A, Tang C, Anniwaer A, Yang H, Huang C. Advances in ceramics for tooth repair: From bench to chairside. J Dent [Internet]. 2024 Jul 1 [cited 2025 Oct 27];146:105053. Available from: https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0300571224002227?via%3Dihub
40. Morimoto S, Albanesi R, Sesma N, Agra C, Braga M. Main Clinical Outcomes of Feldspathic Porcelain and Glass-Ceramic Laminate Veneers: A Systematic Review and Meta-Analysis of Survival and Complication Rates. Int J Prosthodont. 2016 Jan;29(1):38–49.
41. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. Int J Prosthodont. 2016 May;28(3):227–35.
42. Shi HY, Pang R, Yang J, Fan D, Cai H, Jiang HB, et al. Overview of Several Typical Ceramic Materials for Restorative Dentistry. Vol. 2022, BioMed Research International. Hindawi Limited; 2022.
43. Ritzberger C, Apel E, Höland W, Peschke A, Rheinberger VM. Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. Materials. 2010;3(6):3700–13.
44. Chen Y, Yeung AWK, Pow EHN, Tsoi JKH. Current status and research trends of lithium disilicate in dentistry: A bibliometric analysis. J Prosthet Dent. 2021;(126(4)):512–22.

45. Facenda JC, Borba M, Corazza PH. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). Vol. 30, Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. Blackwell Publishing Ltd; 2018. p. 281–6.
46. Ferruzzi F, Ferrairo BM, Piras FF, Borges AFS, Rubo JH. Fatigue survival and damage modes of lithium disilicate and resin nanoceramic crowns. Journal of Applied Oral Science. 2019;27.
47. Kaur K, Talibi M, Parmar H. Do you know your ceramics? Part 4: alumina. Br Dent J. 2022 Feb 25;232(4):221–3.
48. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Vol. 20, Biomaterials. 1999.
49. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. Vol. 35, Journal of Dentistry. 2007. p. 819–26.
50. Green DJ, Hannink RHJ, Swain M V. Transformation Toughening of Ceramics. CRC Press; 2018.
51. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. Dalton Transactions. 2016;45(48):19194–215.
52. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. J Dent Res. 2018 Feb 16;97(2):140–7.
53. Chiayi Shen, H. Ralph Rawls, Josephine F. Esquivel-Upshaw. Phillips' Science of Dental Materials. 13th ed.
54. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dental Materials. 2008 Mar;24(3):299–307.
55. Kırmalı Ö, Özdemir AK. Zirkonya Esaslı Seramikler Zirconia-based Ceramics. Vol. 2, İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi. 2012.
56. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. Eur J Esthet Dent. 2009;4(2):130–51.
57. Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P. Zirkonyanın Mikroyapılarına Ve Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması- Fabrication Tecniques And Mıcrostructure Classifications Of Zirconia. J Istanb Univ Fac Dent. 2010;(44(3)):197–204.
58. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? Nature. 1975 Dec;258(5537):703–4.
59. Huang B, Chen M, Wang J, Zhang X. Advances in zirconia-based dental materials: Properties, classification, applications, and future prospects. Vol. 147, Journal of Dentistry. Elsevier Ltd; 2024.
60. Kim HK. Optical and Mechanical Properties of Highly Translucent Dental Zirconia. Materials. 2020 Jul 31;13(15):3395.
61. Turgut S. Optical properties of currently used zirconia-based esthetic restorations fabricated with different techniques. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2020 Jan 9;32(1):26–33.

62. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, et al. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. Dental Materials. 2016 Dec;32(12):e327–37.
63. Čokić SM, Cóndor M, Vleugels J, Meerbeek B Van, Oosterwyck H Van, Inokoshi M, et al. Mechanical properties–translucency–microstructure relationships in commercial monolayer and multilayer monolithic zirconia ceramics. Dental Materials. 2022 May;38(5):797–810.
64. Ban S. Classification and Properties of Dental Zirconia as Implant Fixtures and Superstructures. Materials. 2021 Aug 27;14(17):4879.
65. Jerman E, Lümkemann N, Eichberger M, Zoller C, Nothelfer S, Kienle A, et al. Evaluation of translucency, Marten's hardness, biaxial flexural strength and fracture toughness of 3Y-TZP, 4Y-TZP and 5Y-TZP materials. Dental Materials. 2021 Feb;37(2):212–22.
66. Spies BC, Zhang F, Wesemann C, Li M, Rosentritt M. Reliability and aging behavior of three different zirconia grades used for monolithic four-unit fixed dental prostheses. Dental Materials. 2020 Nov;36(11):e329–39.
67. Tajti P, Solyom E, Czumbel LM, Szabó B, Fazekas R, Németh O, et al. Monolithic zirconia as a valid alternative to metal-ceramic for implant-supported single crowns in the posterior region: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. J Prosthet Dent. 2024 Nov;132(5):881–9.
68. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. Biotechnology & Biotechnological Equipment. 2016 Jul 3;30(4):644–52.
69. Kontonasaki E, Giasimakopoulos P, Rigos AE. Strength and aging resistance of monolithic zirconia: an update to current knowledge. Japanese Dental Science Review. 2020 Nov;56(1):1–23.
70. Nistor L, Grădinaru M, Rîcă R, Mărășescu P, Stan M, Manolea H, et al. Zirconia Use in Dentistry - Manufacturing and Properties. Curr Health Sci J. 2019;45(1):28–35.
71. Park MG. Effect of low-temperature degradation treatment on hardness, color, and translucency of single layers of multilayered zirconia. J Prosthet Dent. 2025 Jan;133(1):258–63.
72. Cho MH, Seol HJ. Optical Properties, Microstructure, and Phase Fraction of Multi-Layered Monolithic Zirconia with and without Yttria-Gradient. Materials. 2022 Dec 21;16(1):41.
73. Elsaka SE. Optical and Mechanical Properties of Newly Developed Monolithic Multilayer Zirconia. Journal of Prosthodontics. 2019 Jan 14;28(1).
74. Winter A, Schurig A, Odenthal AL, Schmitter M. Impact of different layers within a blank on mechanical properties of multi-layered zirconia ceramics before and after thermal aging. Dental Materials. 2022 May;38(5):e147–54.
75. Fathy SM, Al-Zordk W, E Grawish M, V Swain M. Flexural strength and translucency characterization of aesthetic monolithic zirconia and relevance to clinical indications: A systematic review. Dental Materials. 2021 Apr;37(4):711–30.
76. Mourouzis P, Tolidis K. Effects of milling method and artificial ageing on optical properties of high translucent zirconia for chairside restorations. Dental Materials. 2022 Jan;38(1):108–20.

77. Nistor L, Grădinaru M, Rîcă R, Mărășescu P, Stan M, Manolea H, et al. Zirconia Use in Dentistry - Manufacturing and Properties. Curr Health Sci J [Internet]. 45(1):28–35. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31297259
78. Blue DS, Griggs JA, Woody RD, Miller BH. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. J Prosthet Dent. 2003 Sep;90(3):247–54.
79. Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. Dental Materials. 2019 Jun;35(6):825–46.
80. Deckers J, Vleugels J, Kruth JP. Additive manufacturing of ceramics: A review. Vol. 5, Journal of Ceramic Science and Technology. Goller Verlag; 2014. p. 245–60.
81. Mohamed SGA, Hussein HGA, Mohamed GA, Ibrahim SRM. Different Zirconia Surface Treatments: Strategies to Enhance Adhesion in Zirconia-Based Dental Restorations. J Pharm Bioallied Sci. 2025 Apr;17(2):45–9.
82. Fernández E. Simplified Classification for Dental Ceramics. Journal of Dental Science and Therapy. 2016 Sep 30;1(2):22–5.
83. Śmielak B, Klimek L. Effect of Air Abrasion on the Number of Particles Embedded in Zironia. Materials. 2018 Feb 8;11(2):259.
84. Lima RBW, Leite JVC, Santos JV do N, Barbosa LMM, Neto HNM, da Silva JGR, et al. Tribochemical silica-coating or alumina blasting for zirconia bonding? A systematic review of in vitro studies. Int J Adhes Adhes. 2024 Feb;129:103554.
85. Erdem A, Akar G, Erdem A, Kose T. Effects of Different Surface Treatments on Bond Strength Between Resin Cements and Zirconia Ceramics. Oper Dent. 2014 Apr 1;39(3):E118–27.
86. Papia E, Larsson C, du Toit M, von Steyern PV. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: A systematic review. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2014 Feb 9;102(2):395–413.
87. Maziero Volpato CA, Carvalho O, Özcan M, Fredel MC, Silva FS. Effect of laser irradiation on the adhesion of resin-based materials to zirconia: a systematic review and meta-analysis. J Adhes Sci Technol. 2021 May 19;35(10):1035–56.
88. Alkan Demetoğlu G, Talay Çevlïk E. Evaluation of the effect of etching with ytterbium fiber laser on the bond strength, color stability, and fracture analysis of lithium disilicate ceramics to bovine teeth: an in vitro study. BMC Oral Health. 2025 Dec 1;25(1).
89. Mai-Prochnow A, Bradbury M, Ostrikov K, Murphy AB. Pseudomonas aeruginosa Biofilm Response and Resistance to Cold Atmospheric Pressure Plasma Is Linked to the Redox-Active Molecule Phenazine. PLoS One. 2015 Jun 26;10(6):e0130373.
90. Silva NRFA, Coelho PG, Valverde GB, Becker K, Ihrke R, Quade A, et al. Surface characterization of Ti and Y-TZP following non-thermal plasma exposure. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2011 Oct 28;99B(1):199–206.

91. Sakudo A, Yagyu Y, Onodera T. Disinfection and Sterilization Using Plasma Technology: Fundamentals and Future Perspectives for Biological Applications. Int J Mol Sci. 2019 Oct 21;20(20):5216.
92. Matthes R, Jablonowski L, Holtfreter B, Gerling T, von Woedtke T, Kocher T. Fibroblast Growth on Zirconia Ceramic and Titanium Disks After Application with Cold Atmospheric Pressure Plasma Devices or with Antiseptics. Int J Oral Maxillofac Implants. 2019 Jul;34(4):809–18.
93. Yang Y, Guo J, Zhou X, Liu Z, Wang C, Wang K, et al. A novel cold atmospheric pressure air plasma jet for peri-implantitis treatment: An <i>in vitro</i> study. Dent Mater J. 2018;37(1):157–66.
94. EGOSHI T, TAIRA Y, SAKIHARA M, KAMADA K, SAWASE T, MURATA H. Effects of air abrasion and glow-discharge plasma treatment on bonding resin cement to ceria-stabilized zirconia/alumina nanocomposite. Dent Mater J. 2019 May 29;38(3):437–43.
95. Piascik JR, Swift EJ, Braswell K, Stoner BR. Surface fluorination of zirconia: Adhesive bond strength comparison to commercial primers. Dental Materials. 2012 Jun;28(6):604–8.
96. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2006 Apr 28;77B(1):28–33.
97. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. Dental Materials. 2007 Jan;23(1):45–50.
98. Xie H, Li Q, Zhang F, Lu Y, Tay FR, Qian M, et al. Comparison of resin bonding improvements to zirconia between one-bottle universal adhesives and tribochemical silica coating, which is better? Dental Materials. 2016 Mar;32(3):403–11.
99. Liu D, Pow EHN, Tsoi JKH, Matinlinna JP. Evaluation of four surface coating treatments for resin to zirconia bonding. J Mech Behav Biomed Mater. 2014 Apr;32:300–9.
100. Miranda JS, Malta NV, De Carvalho RLA, Souza RO de A e, Machado JPB, Leite FPP. Which low-fusing porcelain glaze treatment technique is better to promote a vitreous surface on Y-TZP ceramic? Revista Odonto Ciência. 2018 Jul 25;32(4):174.
101. Hayakawa T, Horie K, Aida M, Kanaya H, Kobayashi T, Murata Y. The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. Dental Materials. 1992 Jul;8(4):238–40.
102. Inokoshi M, Kameyama A, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Durable bonding to mechanically and/or chemically pre-treated dental zirconia. J Dent. 2013 Feb;41(2):170–9.
103. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Vallittu PK. Pilot evaluation of resin composite cement adhesion to zirconia using a novel silane system. Acta Odontol Scand. 2007 Jan 2;65(1):44–51.
104. Chuang SF, Kang LL, Liu YC, Lin JC, Wang CC, Chen HM, et al. Effects of silane- and MDP-based primers application orders on zirconia–resin adhesion—A ToF-SIMS study. Dental Materials. 2017 Aug;33(8):923–33.

105. Gómez-Polo C, Montero J, Gómez-Polo M, Martín Casado AM. Clinical study on natural gingival color. Odontology. 2019 Jan 25;107(1):80–9.
106. Kopp KC, Koslow AH, Abdo OS. Predictable implant placement with a diagnostic/surgical template and advanced radiographic imaging. J Prosthet Dent. 2003 Jun;89(6):611–5.
107. An HS, Park JM, Park EJ. Evaluation of shear bond strengths of gingiva-colored composite resin to porcelain, metal and zirconia substrates. Journal of Advanced Prosthodontics. 2011;3(3):166–71.
108. 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 Sep 19;71(5):1092–100.
109. Barzilay I, Irene T. Gingival prostheses--a review. J Can Dent Assoc. 2003 Feb;69(2):74–8.
110. Petropoulou A, Dimitriadi M, Zinelis S, Sarafianou A, Eliades G. Surface Characteristics and Color Stability of Gingiva-Colored Resin Composites. Materials. 2020 Jun 3;13(11):2540.
111. Agathian R, Manoharan PS, E ER. Indirect resin composite - A literature review. Journal of Advanced Clinical and Research Insights. 2021;8(1):13–8.
112. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. Aust Dent J. 2011 Jun 13;56(s1):59–66.
113. Yadav RD, Jindal D, Mathur R. A Comparative Analysis of Different Finishing and Polishing Devices on Nanofilled, Microfilled, and Hybrid Composite: A Scanning Electron Microscopy and Profilometric Study. Int J Clin Pediatr Dent. 2016 Sep;9(3):201–8.
114. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. Dental Materials. 2007 Jan;23(1):51–9.
115. Felicitas M, Marcel R, Anja L, Marc R, Patrick K, Henning G, et al. Impact of polymerization and storage on the degree of conversion and mechanical properties of veneering resin composites. Dent Mater J. 2021;40(2):487–97.
116. Nandini S. Indirect resin composites. Journal of Conservative Dentistry. 2010;13(4):184.
117. IKEMURA K, ENDO T. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. Dent Mater J. 2010;29(5):481–501.
118. Melek Almıla Erdoğan. Konvansiyonel Ve Elektronik Sigaraların Diş Eti Renginde Porselen Ve İndirekt Kompozit Rezinlerin Renk Stabilitesi Ve Yüzey Pürüzlülüğüne Etkilerinin Değerlendirilmesi [DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ]. [Ankara]: SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ GÜLHANE DİŞ HEKİMLİĞİ SAĞLIK UYGULAMA VE ARAŞTIRMA MERKEZİ; 2024.
119. Rafeek R, Paryag A, Mankee M, Lowe J. Exploring the versatility of gingiva-colored composite. Clin Cosmet Investig Dent. 2016 Apr;63.
120. Haeberle CB, Khan Z. Construction of a Custom-Shaded Interim Denture Using Visible-Light-Cured Resin. Journal of Prosthodontics. 1997 Jun 8;6(2):153–6.

121. FREEMAN R, VARANASI S, MEYERS IA, SYMONS AL. Effect of air abrasion and thermocycling on resin adaptation and shear bond strength to dentin for an etch-and-rinse and self-etch resin adhesive. Dent Mater J. 2012;31(2):180–8.
122. Cavalcanti AN, Mitsui FHO, Ambrosano GMB, Marchi GM. Influence of adhesive systems and flowable composite lining on bond strength of class II restorations submitted to thermal and mechanical stresses. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2007 Jan 21;80B(1):52–8.
123. Watanabe I, Nakabayashi N. Measurement methods for adhesion to dentine: the current status in Japan. J Dent. 1994 Apr;22(2):67–72.
124. Mair L, Padipatvuthikul P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. Dental Materials. 2010 Feb;26(2):e17–23.
125. Al Badr RM, Hassan HA, Rafid Al Badr CM. Effect of immersion in different media on the mechanical properties of dental composite resins. ~ 81 ~ International Journal of Applied Dental Sciences [Internet]. 2017;3(1):81–8. Available from: www.oraljournal.com
126. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. J Prosthet Dent. 2004 Apr;91(4):356–62.
127. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent. 1999 Feb;27(2):89–99.
128. Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. J Adhes Dent [Internet]. 2015 Feb;17(1):7–26. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25646166
129. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. J Mech Behav Biomed Mater. 2014 Jan;29:295–308.
130. El Mourad AM. Assessment of Bonding Effectiveness of Adhesive Materials to Tooth Structure using Bond Strength Test Methods: A Review of Literature. Open Dent J. 2018 Oct 10;12(1):664–78.
131. Burke FJT, Hussain A, Nolan L, Fleming GJP. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2008 Dec;16(4):158–65.
132. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. Dent Mater. 1995 Mar;11(2):117–25.
133. Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Meta-analysis of Bonding Effectiveness to Zirconia Ceramics. J Dent Res. 2014 Apr 21;93(4):329–34.
134. 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 Oct;104(4):247–57.
135. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do Shear Bond Tests Pull Out Dentin? J Dent Res. 1997 Jun 1;76(6):1298–307.

136. Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional Measurement of Resin-Dentin Bonding as an Array. J Dent Res. 1999 Feb 1;78(2):699–705.
137. Libecki W, Elsayed A, Lehmann F, Kern M. Efficacy of Different Surface Treatments for Intraoral Repair of Veneered Zirconia Frameworks. J Adhes Dent. 2017;19(4):323–9.
138. Hara AT, Pimenta LAF, Rodrigues AL. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. Dental Materials. 2001 Mar;17(2):165–9.
139. Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu PK, Lassila LVJ. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. J Prosthodont Res. 2016 Oct;60(4):265–73.
140. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. Dental Materials. 2003 Nov;19(7):575–83.
141. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. Dental Materials. 2008 Aug;24(8):1107–13.
142. Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JAA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. Int J Prosthodont. 2002;15(3):248–53.
143. Rafeie N, Hooshmand T, Pedram P. Effect of Helium Plasma Exposure on Wettability and Shear Bond Strength between the Zirconia Core and Feldspathic Veneering Ceramic: An In Vitro Study. Int J Dent. 2022 Jan 24;2022(1).
144. Faul F, Erdfelder E, Buchner A, Lang AG. Statistical power analyses using G*Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses. Behav Res Methods. 2009 Nov;41(4):1149–60.
145. Erdemli BY, Kalyoncuoğlu ÜT, Ayyıldız S, Tahmasebifar A, Baran ET, Akça G. Plasma treatment of dental zirconia produced by nano particle jetting additive manufacturing and conventional milling. Journal of the Australian Ceramic Society. 2025 Jul 17;
146. Matsushima K, Kubochi K, Komine F, Kimura F, Kobayashi T, Matsumura H. Bond strength between a veneering composite resin and zirconia frameworks with attached mechanical retentive devices. Dent Mater J. 2022;41(1):117–25.
147. Vilas Boas Fernandes Júnior V, Barbosa Dantas DC, Bresciani E, Rocha Lima Huhtala MF. Evaluation of the bond strength and characteristics of zirconia after different surface treatments. J Prosthet Dent. 2018 Dec;120(6):955–9.
148. Idris AO, Rodrigues SJ, Hegde P, Shetty T, Pai UY, Saldanha S, et al. An In Vitro Comparison of the Influence of Air Abrasion, G-Multiprimer, and Salivary Contamination on the Shear Bond Strength and Surface Characteristics of Opaque Zirconia Ceramics. Int J Dent. 2025 Jan 16;2025(1).
149. Erdogan MA, Kalyoncuoğlu ÜT, Yilmaz Erdemli B. Comparative effects of conventional and electronic cigarettes on discoloration and surface roughness of gingiva-colored dental materials. Journal of Prosthodontics. 2025 Jun 2;34(5):511–9.

150. FNU K, Musharbash L, Ozer F, Mante F, Conejo J, Upadhyaya V, et al. The effect of different surface treatments on the bond strength to zirconia. Journal of Prosthodontics. 2025 Aug 14;34(7):734–40.
151. 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 Apr;61(2):149–57.
152. Ohira C, Taira Y, Takenaka H, Fukui J, Kamada K, Sawase T. Effects of ceramic microbeads on bonding between a zirconia framework and layered resin composite. Dent Mater J. 2023 Jul 25;42(4):2022–187.
153. Kultas Kaleli MB, Eraslan O. The effect of different surface treatments on the shear bond strength of new generation zirconia. Int J Appl Ceram Technol. 2025 Sep 20;22(5).
154. 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(3):402–9.
155. Bötel F, Zimmermann T, Sütel M, Müller WD, Schwitalla AD. Influence of different low-pressure plasma process parameters on shear bond strength between veneering composites and PEEK materials. Dental Materials. 2018 Sep;34(9):e246–54.
156. Sevilla P, Velayos L, Gseibat M, Mosaddad SA, Pelaez J, Suarez MJ. Comparison of low-pressure plasma and standard surface conditioning on lithium disilicate and zirconia ceramics: An in vitro study. Int J Adhes Adhes. 2025 Dec;143:104159.
157. Hatami M, Lotfi-Kamran M, Davari A, Molazem M. Effect of different laser treatments on the shear bond strength of zirconia ceramic to resin cement. Dent Res J (Isfahan). 2021 Jan;18(1):56.
158. Polat S, Tokar E, Asar NV, Kirmali O. Evaluation of Efficacy of Various Surface Conditioning Methods on the Repair Bond Strength of Composite to Different Fracture Types of Zirconia Ceramics. Scanning. 2021 May 21;2021:1–10.
159. Unal SM, Nigiz R, Polat ZS, Usümez A. Effect of ultrashort pulsed laser on bond strength of Y-TZP zirconia ceramic to tooth surfaces. Dent Mater J. 2015;34(3):351–7.
160. Fornaini C, Poli F, Merigo E, Lutey A, Cucinotta A, Chevalier M, et al. Nanosecond pulsed fiber laser irradiation for enhanced zirconia crown adhesion: Morphological, chemical, thermal and mechanical analysis. J Photochem Photobiol B. 2021 Jun;219:112189.
161. Rajan G, Shouha P, Ellakwa A, Bhowmik K, Xi J, Prusty G. Evaluation of the physical properties of dental resin composites using optical fiber sensing technology. Dent Mater. 2016 Sep;32(9):1113–23.
162. Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. Effect of temperature on post-cure polymerization of bulk-fill composites. J Dent. 2014 Oct;42(10):1255–60.
163. Trujillo M, Newman SM, Stansbury JW. Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization. Dent Mater. 2004 Oct;20(8):766–77.

164. Zhu Y, Zhai Z, Jiao T, Sun J. Shear bond strength of vat photopolymerization additive-manufactured zirconia to veneering ceramic. Journal of Prosthodontics. 2025 Jan 27;