

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÜZEY İŞLEMİ UYGULANMIŞ NANO
HİBRİT BİR SERAMİĞE SON KULLANIM TARİHİ
FARKLI DUAL-CURE REZİN SİMANLARIN
BAĞLANMA DAYANIMININ İNCELENMESİ**

Şeyma HACIALİEFENDİOĞLU
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN

2024-ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÜZEY İŞLEMİ UYGULANMIŞ NANO
HİBRİT BİR SERAMİĞE SON KULLANIM TARİHİ
FARKLI DUAL-CURE REZİN SİMANLARIN
BAĞLANMA DAYANIMININ İNCELENMESİ**

Şeyma HACIALİEFENDİOĞLU
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN

2024-ANTALYA

ONAY SAYFASI

Şeyma HACIALİEFENDİOĞLU tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından oy birliği ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

...../...../2024

İmza

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Ömer KIRMALI
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Meral ARSLAN MALKOÇ
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Özlem ÜSTÜN
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Mehmet Mustafa ÖZARSLAN
Antalya Bilim Üniversitesi

Bu tez/...../2024 tarih ve/..... sayılı akademik kurul kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi

Kurum Yöneticisi

Prof. Dr. Alper KUŞTARCI

ETİK BEYAN

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

Öğrenci

Şeyma HACIALİEFENDİOĞLU

İmza

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince, engin bilgisi ve sabrıyla her zaman bana yol gösteren, bilgi ve deneyimleriyle destek olan değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN'a

Eğitim sürecim boyunca, klinik ve teorik tecrübeleriyle yolumu aydınlatan, bilgilerini cömertçe paylaşan ve mesleki gelişimime büyük katkıda bulunan değerli hocalarım Prof. Dr. Ömer KIRMALI, Doç. Dr. Mehmet Mustafa ÖZARSLAN, Doç. Dr. Meral ARSLAN MALKOÇ, Doç. Dr. Özlem ÜSTÜN ve Doç. Dr. Merve ÖZARSLAN'a,

Klinik çalışmalarımda bana rehberlik eden ve birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum değerli hocam ve abim Doç. Dr. Nurullah TÜRKER'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca her daim yanımda olan, birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, zamanla küçük bir aile olduğumuz başta eş kıdemlilerim Tuğba ERASLAN AKAR ve Atilla Recai ÖZME olmak üzere Uzm. Dt. Mehmet Barış AKAR, Uzm. Dt. Ayşe TÜRKYÖN KARACAN ve Dide TEKİNARSLAN'a,

Birbirimize destek olarak ve yardımlaşarak ilerlediğimiz tüm hekim, teknisyen ve bölümümüz fakülte personeline,

Hayatım boyunca maddi manevi hiçbir desteği benden esirgemeyen, sahip olduğum için kendimi her zaman şanslı hissettiğim, sevgisiyle bana güç veren canım annem, babam ve kardeşlerime,

Destegini ve sevgisini ilk günden itibaren hissettiğim, elini tutmaktan ve yol almaktan mutluluk duyduğum canım eşim ve yol arkadaşım Doruk HACIALİEFENDİOĞLU'na sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Şeyma HACIALİEFENDİOĞLU

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı son kullanım tarihi farklı dual-cure rezin simanların iki farklı yüzey işlemi uygulanmış polimer infiltre seramik ağ materyalinin diş ile bağlantısına etkisinin makaslama bağlanma testi ile değerlendirilmesidir.

Yöntem: Bu çalışmada bir polimer infiltre seramik ağ materyali olan (Vita Enamic) seramik bloklar ve periodontal nedenlerle çekilmiş 84 adet çürüksüz diş kullanıldı. Toplam 84 adet diş, kullanılacak siman gruplarına ve uygulanacak yüzey işlemlerine göre toplam 6 gruba ayrıldı (n=14). HF1,5: son kullanım tarihi (SKT) 1,5 yıl geçmiş dual-cure rezin siman ve HF asit grubu; TS1,5: SKT 1,5 yıl geçmiş dual-cure rezin siman ve tribokimyasal silika grubu; HF1: SKT 1 yıl geçmiş dual-cure rezin siman ve HF asit grubu; TS1: SKT 1 yıl geçmiş dual-cure rezin siman ve tribokimyasal silika grubu; HF0: SKT geçmemiş dual-cure rezin siman ve HF asit grubu; TS0: SKT geçmemiş dual-cure rezin siman ve tribokimyasal silika grubu olarak hazırlandı. Örnekler simantasyondan sonra 10.000 devir termal siklus işlemine tabi tutuldu. Ardından 0.5 mm/dk hızla makaslama testi uygulandı ve x20 büyütmede stereomikroskop ile kırılma tipleri analiz edildi. Yüzey işlemleri uygulanan iki seramik örneğe taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi yapıldı. İstatistiksel analiz için Minitab 14 programı kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak kabul edildi.

Bulgular: Yapılan analizler sonucu tarihi geçmemiş simanın bağlanma dayanımı son kullanım tarihi 1 ve 1,5 yıl geçmiş simanların bağlanma dayanımından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu. HF asitle pürüzlendirme işlemi tribokimyasal silika kaplama işlemine göre bağlanma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırdı. En çok adeziv tipte kırılma gözlemlendi.

Sonuç: HF asitle pürüzlendirilen seramik gruplarda ve son kullanım tarihi geçmemiş dual-cure simanın kullanıldığı gruplarda elde edilen bağlanma dayanımı değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Klinikte son kullanım tarihini tüketmiş malzemelerin kullanımından kaçınılması önerilir.

Anahtar kelimeler: hibrit seramik, PICN, CAD/CAM, yüzey işlemleri, raf ömrü

ABSTRACT

Objective: This study aims to evaluate the effect of dual-cure resin cements with different expiration dates on the adhesion of polymer-infiltrated ceramic network (PICN) materials to teeth. Two different surface treatments were applied, and adhesion was assessed with a shear bond test.

Method: Ceramic blocks made of PICN material (Vita Enamic) and 84 sound teeth extracted for periodontal reasons were used. The teeth were divided into six groups (n=14) based on cement type and surface treatment. HF1,5: dual-cure resin cement expired by 1,5 years with hydrofluoric (HF) acid etching; TS1,5: dual-cure resin cement expired by 1,5 years with tribochemical silica coating; HF1: dual-cure resin cement expired by 1 year with HF acid etching; TS1: dual-cure resin cement expired by 1 year with tribochemical silica coating; HF0: non-expired dual-cure resin cement with HF acid etching; TS0: non-expired dual-cure resin cement with tribochemical silica coating. After cementation, samples were subjected to 10,000 thermal cycles. Shear bond strength was tested at 0.5 mm/min, and fracture types were analyzed under a stereomicroscope at 20x magnification. Two ceramic samples with surface treatments were further analyzed using scanning electron microscopy (SEM). Statistical analysis was conducted with Minitab 14 software, with significance set at $p < 0.05$.

Results: The results showed that bond strength was significantly higher for non-expired cements compared to cements expired by 1 and 1.5 years. Additionally, HF acid etching significantly increased bond strength compared to tribochemical silica coating. Adhesive fractures were the most frequently observed type.

Conclusion: Bond strength values were statistically significantly higher in ceramic groups treated with HF acid etching and in groups using non-expired dual-cure cements. It is advised to avoid using expired materials in clinical settings.

Keywords: hybrid ceramic, PICN, CAD/CAM, surface treatments, shelf life

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
TABLolar DİZİNİ.....	x
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Dental Seramiklerin Tanımı.....	4
2.2. Dental Seramiklerin Yapısı.....	4
2.2.1. Feldspar.....	5
2.2.2. Kuartz.....	5
2.2.3. Kaolin.....	6
2.2.4. Renk Pigmentleri.....	6
2.2.5. Ara Oksitler.....	6
2.2.6. Opaklaştırıcı Ajanlar.....	6
2.2.7. Akışkanlaştırıcılar ve Cam Modifiye Ediciler.....	6
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	7
2.4. Dental CAD/CAM Sistemler.....	9
2.5. Dental CAD/CAM Sistemlerin Avantajları.....	10
2.6. Dental CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları.....	11
2.7. CAD/CAM Sistemler ile Kullanılan Tam Seramik Bloklar.....	11
2.7.1. Feldspatik CAD/CAM Seramik Bloklar.....	11
2.7.2. Lösitle Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramik Bloklar.....	12

2.7.3. Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramik Bloklar.....	13
2.7.4. Zirkonya ile Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramik Bloklar.....	14
2.7.5. Cam İnfiltrasyon CAD/CAM Seramik Bloklar.....	15
2.7.6. Polikristalin CAD/CAM Seramik Bloklar.....	15
2.7.7. Hibrit CAD/CAM Seramik Bloklar.....	16
2.8. CAD/CAM Sistemlerine Uygulanan Yüzey İşlemleri.....	21
2.8.1. Asitle Pürüzlendirme.....	21
2.8.2. Kumlama.....	21
2.8.3. Elmas Döner ile Pürüzlendirme.....	22
2.8.4. Plazma Sprey Yöntemi.....	22
2.8.5. Lazer ile Pürüzlendirme.....	22
2.8.6. Silan Uygulaması.....	23
2.8.7. Pirokimyasal Silika Kaplama.....	23
2.8.8. Tribokimyasal Silika Kaplama.....	24
2.9. CAD/CAM Sistemlerinin Simantasyonu.....	25
2.9.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar.....	25
2.9.2. Işık ile Polimerize Olan Rezin Simanlar.....	25
2.9.3. Hem Işıkla Hem Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar.....	26
2.10. Bağlanma Dayanımını Ölçmek İçin Kullanılan Test Yöntemleri.....	27
2.10.1. Makro Gerilim Testi.....	27
2.10.2. Mikro Gerilim Testi.....	27
2.10.3. Makro Makaslama Testi.....	28
2.10.4. Mikro Makaslama Testi.....	28
2.11. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri.....	28
2.11.1. Hızlı Yaşlandırma Yöntemi.....	28
2.11.2. Termal Siklus Uygulaması.....	28

2.12. Yüzeylerin İncelenmesinde Kullanılan Mikroskopik Yöntemler.....	29
2.12.1. Işık Mikroskobu.....	29
2.12.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu.....	29
2.12.3. Profilometre.....	30
2.12.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	30
3. GEREÇ ve YÖNTEMLER.....	31
3.1. Çalışmada Kullanılacak Örneklerin Hazırlanması.....	33
3.1.1. Dişlerin Toplanması Ve Hazırlanması.....	33
3.1.2. PICN Örneklerin Hazırlanması.....	34
3.2. Test Gruplarının Oluşturulması.....	36
3.3. Örneklerin Simantasyonu.....	36
3.4. Termal Siklus ile Yapay Yaşlandırma.....	39
3.5. Makaslama Bağlanma Dayanımı Ölçümü.....	40
3.6. Bağlantı Testi Sonrası Oluşan Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi...	41
3.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Yüzey Analizi.....	42
3.8. İstatistiksel Değerlendirme.....	43
4. BULGULAR.....	43
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Bulguları.....	43
4.2. Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi.....	48
4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları.....	51
5. TARTIŞMA.....	53
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	76
KAYNAKÇA.....	77
ÖZGEÇMİŞ.....	101

SİMGELER ve KISALTMALAR

°C : Santigrat derece

Al₂O₃: Alüminyum oksit

K₂O: Potasyum oksit

Na₂O: Sodyum oksit

SiO₂: Silisyum dioksit

Y₂O₃: Yttrium oksit

ZrO₂: Zirkonyum dioksit

K₂OAl₂O₃6SiO₂: Potasyum alümina silikat

Na₂OAl₂O₃6SiO₂: Sodyum alümina silikat

Li₂Si₂O₃: Lityum metasilikat

HF: Hidroflorik sit

AFM: Atomik kuvvet mikroskobu

Bis-GMA: Bisfenol-A-diglisidilmetakrilat

UDMA: Üretan dimetakrilat

MDP: Metakril oyloksideasil dihidrojen fosfat

META: Metakriloksietil trimellitat anhidrit

TEG-DMA: Trietilen glikol dimetakrilat

HEMA: Hidroksietil metakrilat

CAD/CAM: Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim

HT: Yüksek translüsens

LT: Düşük translüsens

MO: Medium opacity

RMS: Rezin matriks seramik

SEM: Taramalı elektron mikroskobu

PICN: Polimer infiltre seramik ağ

Sn: Saniye

mm: Milimetre

nm: Nanometre

µm: Mikrometre

MPa: Megapaskal

GPa: Gigapaskal

ISO: Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu

ANOVA: Analysis of variance (Varyans analizi)

TZP: Tetragonal zirkonya polikristali

Y-TZP: Yttrium ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali

Nd:YAG: Neodymium-Yttrium Aluminium Garnet

Er:YAG: Erbium-Yttrium Aluminium Garnet

Ho:YAG: Holmiyum-Yttrium Aluminium Garnet

Er,Cr:YSGG: Erbium, Kromium-Yttrium Scandium Galium Garnet

CO₂: Karbondioksit

N: Newton

µMPa: Ortalama megapaskal değeri

CQ: Kamforokinon

MPS: 3-metakriloksipropil trimetoksisilan

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Silisyum tetrahedral yapı

Şekil 2.2. Seramik ürünlerin nispi bileşimi

Şekil 2.3. Gracis ve ark. güncel seramik sınıflaması

Şekil 2.4. A) Tribokimyasal kaplama, B) Tribokimyasal kaplama etki anı, C) Silanize yüzey

Şekil 3.1. Dentin örneklerinin silikon kaplara gömülmesi

Şekil 3.2. Hassas kesim cihazı

Şekil 3.3. Vita Enamic bloklar

Şekil 3.4. PICN örnekler

Şekil 3.5. PICN örneklerin boyutları

Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan CoJet kumu

Şekil 3.7. PICN örneklere CoJet uygulanması

Şekil 3.8. Kullanılan hidroflorik asit

Şekil 3.9. Simantasyonda kullanılan silan ajanı

Şekil 3.10. Simantasyonda kullanılan self-etch adeziv ve kullanılan ışık kaynağı

Şekil 3.11. Simantasyonu yapılan örnekler

Şekil 3.12. Termal siklus işleminin uygulandığı düzenek

Şekil 3.13. Universal test cihazı

Şekil 3.14. Cihaza yerleştirilen örnek

Şekil 3.15. Kırılma analizlerinin gerçekleştirildiği stereomikroskop ve bilgisayar düzeneği

Şekil 3.16. Altın-paladyum kaplama cihazı

Şekil 3.17. SEM cihazı

Şekil 4.1. Gruplara göre ortalama makaslama bağlanma dayanımı (μMPa) değerleri

Şekil 4.2. Yüzey işlemleri ve son kullanım tarihine göre gruplara göre ortalama ve toplam MPa değerleri

Şekil 4.3. Seramikte adeziv tipte kırığın seramik ve dentin yüzey görüntüsü

Şekil 4.4. Seramik koheziv tipte kırığın seramik yüzey görüntüsü

Şekil 4.5. Karışık tipte kırığın seramik ve dentin yüzey görüntüsü

Şekil 4.6. Grupların kırılma tiplerine göre dağılımı

Şekil 4.7. HF asitle pürüzlendirilen PICN materyal yüzeyinin x1000, x2000, x3000 ve x5000 büyütme altında taramalı elektron mikroskobu (SEM) incelemesi görüntüleri

Şekil 4.8. Tribokimyasal silika ile kaplanan PICN materyal yüzeyinin x1000, x2000, x3000 ve x5000 büyütme altında taramalı elektron mikroskobu (SEM) incelemesi görüntüleri

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Gracis ve ark. tarafından sunulan seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflamasına göre tam seramik ve benzeri materyallerin üretim şekli, hangi materyal olarak kullanıldığı, asitlenebilirliği ve klinik endikasyonları

Tablo 2.2. Hibrit materyallerin diğer seramikler ile mekanik özelliklerinin karşılaştırılması

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar

Tablo 3.3. Çalışma gruplarının hazırlanması

Tablo 4.1. Yüzey işlemi ve tarihe göre MPa değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4.2. Yüzey işlemi ve son kullanım tarihine göre μ MPa değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Tablo 4.3. Son kullanım tarihi 1,5 yıl geçmiş simanın kullanıldığı HF1,5 ve TS1,5'in μ MPa değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Tablo 4.4. Son kullanım tarihi 1 yıl geçmiş simanın kullanıldığı HF1 ve TS1'in μ MPa değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Tablo 4.5. Son kullanım tarihi geçmemiş simanın kullanıldığı HF0 ve TS0'ın μ MPa değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Tablo 4.6. HF asitle pürüzlendirilen seramiklerin kullanıldığı HF1,5, HF1 ve HF0'ın μ MPa değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Tablo 4.7. Tribokimyasal silika ile kaplanan seramiklerin kullanıldığı TS1,5, TS1 ve TS0'ın μ MPa değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Tablo 4.8. Kırılma tiplerinin sayısal ve yüzdeli dağılımı

1. GİRİŞ

Dental seramikler renk stabilitesi, estetik, aşınma direnci ve biyouyumluluk gibi özelliklerinden dolayı ön veya arka dişlerin restorasyonunda metal alt yapılarla birlikte uzun süredir kullanılmaktadır. Metal destekli seramik restorasyonların günümüzde yaygın olarak kullanımına rağmen, estetik beklentilerde meydana gelen artışın yanı sıra, teknolojiyle birlikte materyallerin mekanik özelliklerinin de geliştirilebilmesi dişlerin doğal görünümünü yansıtacak materyallere yönelime neden olmuştur ve de diş hekimliğinde yeni üretilen materyallere olan ilgi artmıştır (1). Metal-seramik restorasyonların metal alt yapı renginin yansıması, alerjiye neden olması, metal korozyonu ve opak görünüm gibi dezavantajları vardır (2). Tam seramiklerde bu dezavantajlarla karşılaşılmasında ve giderek artan estetik beklenti bu materyallerin kullanımını arttırmıştır (2).

Geliştirilen dental seramiklerden biri; kompozit ve dental seramiklerin birlikte bulunduğu, elastisite modülü dentine yakın hibrit seramiklerdir (3). Hibrit seramiklerden biri olan polimer infiltre ağ (PICN) materyaline polimer, zirkonya partikülleri ve lösit ilave edilmektedir (4). Bu materyallerde, seramik ve kompozit malzemelerin olumlu yönleri birleştirilmiştir. Polimer matriksi sayesinde, dental seramiklere kıyasla daha yüksek elastisiteye sahiptirler ve ince restorasyonların hazırlanmasına olanak sağlarlar (5).

Dental malzemelerin fiziksel ve kimyasal özelliklerine ek olarak üretim şeklinde de gelişmeler meydana gelmiştir. Diş hekimliği alanında bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) kullanılmaya başlandıktan sonra iki farklı yönde gelişme ortaya çıkmıştır (6,7). Bunlardan birincisi tek seansta restorasyon üretimine izin veren ve hazır seramik monoblokların kullanıldığı muayenehane tipi cihazlar, diğeri ise diş laboratuvarları veya özel üretim alanlarında çeşitli restoratif materyallerin işlenmesine izin veren oldukça gelişmiş sistemlerdir (7).

CAD/CAM ile üretilmiş indirekt restorasyonların simantasyonunda ilk başlarda geleneksel simanlar kullanılmış ancak başarısızlıkla sonuçlanmıştır. Bu nedenle günümüzde adeziv rezin simanlar kullanılmaktadır. Resin simanlar yüksek bağlanma dayanımı sayesinde mikro sızıntıyı önleyerek pulpa sağlığını korur (8).

Rezin simanlar düşük çözünürlük, fiziksel kuvvetlere karşı yüksek dayanım ve yüksek elastisite modülüne sahiptir (8). Rezin simanların elastik modülünün, indirekt restorasyonun elastik modülü ile dentinin elastik modülü (18 GPa) arasında olması önerilir (9,10). Rezin simanlar, restorasyona mikromekanik olarak bağlanırlar. Restorasyon ve diş arasındaki aralığı doldurarak restorasyon ile dişin bütünlüğünü güçlendirirler (11). Tüm bu özellikleri sayesinde iyi performans sergilemektedirler (12,13). Seramik restorasyonların diş dokusuna bağlanmasında rezin simanlar kullanıldığında, bağlanma değerleri ve mekanik özellikleri artmaktadır (14).

Rezin simanların sınıflaması polimerizasyon mekanizmaları ve adeziv sistemlerine göre yapılmaktadır. Polimerizasyon mekanizmalarına göre; ışıkla (light-cure), kimyasal olarak (self-cure) veya her iki tekniğin kombinasyonu (dual-cure) olarak sınıflandırılırlar. Adeziv sistemlerine göre ise etch and rinse, self-etch ve self adeziv rezin simanlar olarak sınıflandırılmaktadırlar. (12,14–16).

Seramik yüzeyler üzerinde ve diş dokularında dual-cure rezin simanların başarısı kanıtlanmıştır (17,18). Dual-cure rezin simanlar, ışık gücünün restorasyonun kalın olduğu durumlarda veya kullanılan restorasyon materyalinin opak olması nedeniyle rezine tamamen ulaşmasının mümkün olmadığı durumlarda tercih edilmektedir. Işık kaynağından gelen ışığın ulaşamadığı noktalarda polimerizasyon, kimyasal olarak devam eder (19).

Farklı yapıdaki materyallerin bağlantısını güçlendirmek için mikromekanik yüzey kilitlenmesine ve başarılı bir adeziv bağlanmaya ihtiyaç vardır. Bağlanma dayanımını arttırmak için farklı yöntemler mevcuttur (20). Adeziv simantasyon öncesinde restorasyon iç yüzeyinin asitlenmesi, en yaygın yöntemlerden biridir. Materyalin yüzey enerjisini değiştirerek, yüzey alanını ve ıslanabilirliğini arttırmaktadır. Alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kumlama işlemi, malzeme yüzeyini temizlemekle kalmaz, aynı zamanda yüzey alanını da artırır. Etkin bir pürüzlendirme için kumlanan materyal yüzey sertliği kullanılan partikül sertliğinden daha yüksek olmalıdır (20).

Yüzey hazırlık işlemlerinde, Excimer, karbondioksit (CO_2), Neodymium-Yttrium Aluminium Garnet (Nd: YAG) ve Erbium-Yttrium Aluminium Garnet (Er: YAG) gibi lazerler kullanılabilir. Fakat düşük enerji seviyelerinde kullanılmaları

önerilmektedir. Lazerin gücü arttıkça ortalama makaslama bağlanma dayanımının azaldığı belirtilmiştir (21).

Özellikle Covid-19 gibi salgınlarda yaşanan kapanma sürecinde kliniklerde mevcut olan dental malzemelerin bekletilmesi ve hasta tedavileri başladıktan sonra, kullanım ömürleri dolmuş materyallerin kullanılabilmesi gibi durumlar oluşmuştur. Salgın süreci öncesinde de malzeme alımının dengesizliğine bağlı olarak tüketim sürecinde aksama olduğu durumlarda son kullanım tarihi geçmiş ancak kullanımına devam edilen dental malzemeler bulunmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, dual-cure rezin simanların son kullanım tarihi etkisinin, tribokimyasal silika ile kaplanmış veya hidroflorik asitle pürüzlendirilmiş polimer infiltre seramik ağ materyalin dentin yüzeyine bağlanma dayanımı üzerine olan etkisini termal döngü uygulaması sonrası *in vitro* ortamda incelemektir.

Bu araştırmanın hipotezi “farklı son kullanım tarihlerine sahip dual-cure rezin simanların tribokimyasal silika uygulanmış veya hidroflorik asitle pürüzlendirilmiş polimer infiltre seramik ağ materyalin dentin yüzeyine bağlanmasında anlamlı bir fark oluşturacağı”dır.

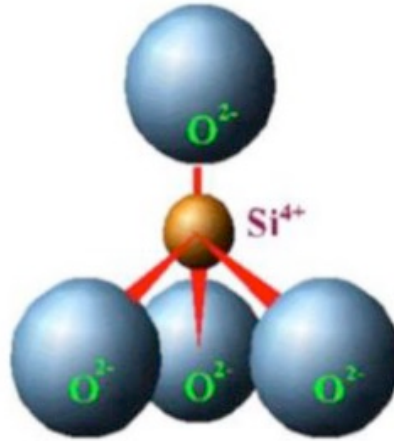
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramiklerin Tanımı

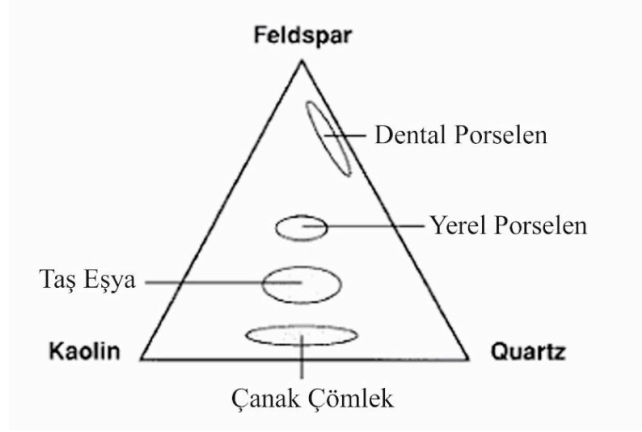
Seramik sözcüğü Yunanca ‘çömlek’ ya da ‘çömlekçilik’ anlamına gelen ‘keramikos’ kelimesinden türetilmiştir. Seramiğin temel bileşenlerini ısıtılmış killer oluşturmaktadır (22). Süs eşyalarının yapımında kullanılan seramiklerin, dayanıksız yapılarından dolayı diş hekimliği alanında kullanılması uygun değildir. Zaman içinde özellikleri geliştirilerek diş hekimliğinde de kullanılabilir porselen haline getirilmiştir (23).

2.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Seramik, inorganik materyallerin genel adıdır. Diş hekimliğinde kullanılan seramiğin yapısını silisyum tetrahedron oluşturur. Tetrahedral birleşim, merkezde silisyum atomu ve çevresinde 4 adet oksijen atomundan oluşmaktadır (24) (Şekil 2.1). Hem iyonik hem kovalent kuvvetli bağlara sahip bu tetrahedral yapı seramiğin sert ve elastisite modülünün yüksek olmasını sağlarken; aynı zamanda seramiği kimyasal ve ısısal ajanlara karşı da daha dirençli hale getirir (25).



Şekil 2.1. Silisyum tetrahedral yapı(24)



Şekil 2.2. Seramik ürünlerin nispi bileşimi (26)

Evsel porselenin içeriğinde %50 kaolin, %20-25 kuartz ve %25-30 feldspar bulunmaktadır. Dental seramiklerin içinde ise %75-85 feldspar, %12-22 kuartz ve %1-5 kaolin bulunur. Geri kalan içeriğini ise renk pigmentleri, ara oksitler, opaklaştırıcı ajanlar, akışkanlaştırıcılar ve cam modifiye ediciler oluşturmaktadır (Şekil 2.2).

2.2.1. Feldspar

Feldspar bileşeni, potasyum alümina silikat ($K_2OAl_2O_36SiO_2$) ile sodyum alümina silikat ($Na_2OAl_2O_36SiO_2$) karışımıdır. Farklı oranlarda potasyum oksit ve karbonatlı su (Na_2O) içerir. Potasyum oksit formu erimiş olan malzemenin viskozitesini artırır ve sızıntıyı azaltır. Gazlı su form ise erime noktasını düşürür (27).

Feldspar porselene saydamlık özelliği veren temel malzemedir. Fırınlama esnasında kuartz ve kaoline matriks görevi gören birleştirici ve eritici bir etki gösterir. Böylece kütle bütünlüğünü sağlar.

2.2.2. Kuartz

Kuartz, seramik içerisinde doldurucu görevi görmektedir. Porselen bileşiminin %10-30'unu oluşturur. Silika yapısında bulunan kuartz fırınlama sonrası büzülmelemleri önleyerek materyalin dayanıklılığını artırır. Erime ısısı yüksek olduğundan yüksek sıcaklıklarda bile restorasyonun şeklini korur (28,29).

2.2.3. Kaolin

Kaolin, alüminyum hidrat silikatıdır. Isıya dayanıklıdır ancak opak olduğundan seramik içinde %1-3 oranında bulunur. Adeziv özelliği sayesinde feldspar ve kuartz için bağlayıcı görev görür. Dental seramiğe elastikiyet özelliği sağlar ve materyalin işlenebilirliğini kolaylaştırır (29,30).

2.2.4. Renk Pigmentleri

Dental seramiğin matriksini oluşturan feldspar renksizdir. Bundan dolayı materyale floresans özellik katabilmek ve doğal diş rengini taklit edilebilmek için porselen yapısına farklı metal oksitler eklenir.

Kalay, çinko, kobalt, titanyum, demir, nikel ve altın oksitler gibi çeşitli maddeler renklendirici olarak seramik yapısına ilave edilmektedir (29,31).

2.2.5. Ara oksitler

Düşük fırınlama ısısı elde edilirken viskoziteyi dengeleyen bileşenler ara oksitlerdir. Bu amaçla ilave edilen ara oksitlere alüminyum oksit örnek verilebilir (32).

2.2.6. Opaklaştırıcı Ajanlar

Özellikle dentin gibi opak olan diş dokularını doğal şekilde taklit edebilmek için dental seramik içerisine çeşitli ajanlar ilave edilir. Bu ajanlara örnek olarak seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksit verilebilir (32).

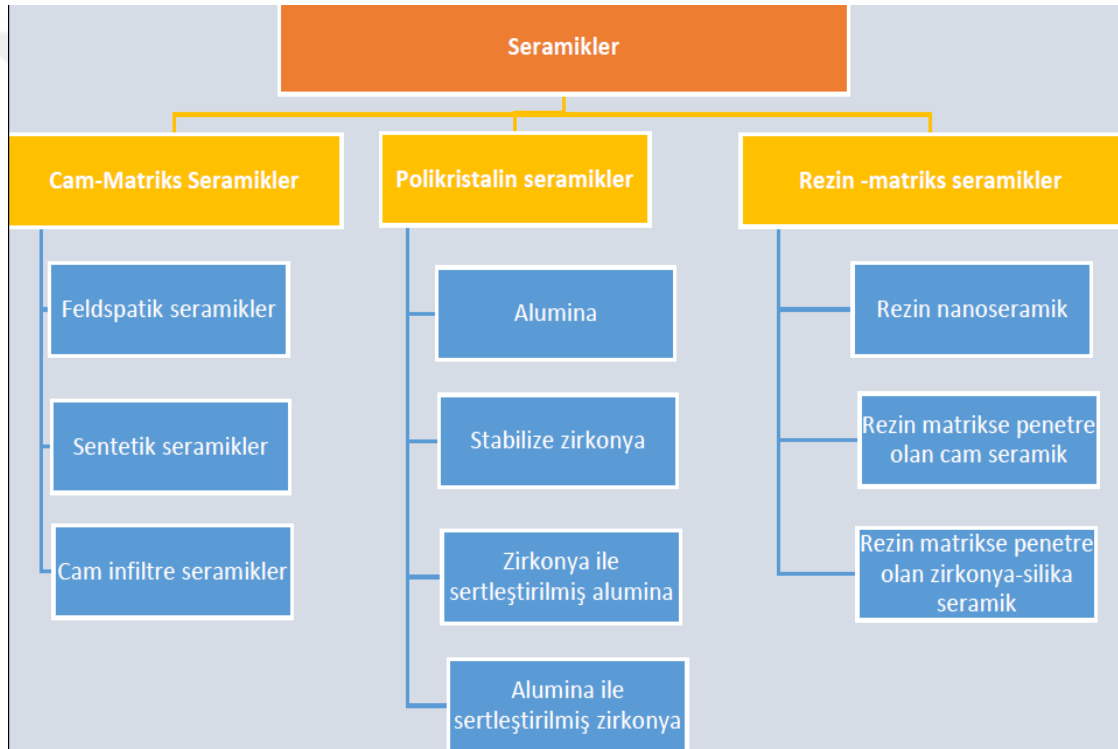
2.2.7. Akışkanlaştırıcılar ve Cam Modifiye Ediciler

Akışkanların ilave edilmesinin amacı, silika ve oksijen arasında oluşan bağlantıyı azaltıp camın ergime ısınısını düşürmektir. Bu amaçla potasyum, kalsiyum ve sodyum oksitler kullanılabilir.

Bu oksitler cam modifiye edici oksit olarak da görev alır. Cam modifiye edici oksitlerin oranı camlaşma reaksiyonunu (vitrikasyon) da etkiler. Camsı yapının bozulması (devitrikasyon), bu ajanların doğru oranda kullanılmasıyla önlenir (33).

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan dental seramikler için yapılan birçok sınıflandırma mevcuttur. İdeal bir sınıflama materyal tercihinde, ağız içinde uygulandıkları bölge (ön veya arka), restorasyon tipi (kron, köprü, onlay vb.) ve simantasyon yöntemi (geleneksel veya adeziv) gibi faktörlerin klinik kullanım açısından yönlendirici olmasını sağlamalıdır. Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Almanya), Cerasmart (GC, Japonya), Grandio Blocs (VOCO, Almanya) gibi materyallerin seramik sınıflandırmasında yerinin daha net anlaşılabilmesi için mevcut en güncel sınıflama Gracis ve ark.'nın (34) 2015 yılında dental seramik ve benzeri materyallerin yapısal içeriklerine göre yaptıkları sınıflandırmadır (Şekil 2.3, Tablo 2.1).



Şekil 2.3. Gracis ve ark. (34) güncel seramik sınıflaması

Tablo 2.1. Gracis ve ark. (34) tarafından önerilen seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflamasına göre tam seramik ve benzeri materyallerin üretim şekli, hangi materyal olarak kullanıldığı, asitlenebilirliği ve klinik endikasyonları

Dental Seramik ve Seramik Benzeri Materyaller					KLİNİK ENDİKASYONLARI				
		Üretim şekli	Altyapı(A) Monolitik(M) Veneer(V)	Asitlenebilme	Veneer	Parsiyel Kron	Full Kron Anterior(A) Posterior(P)	Köprü	İmplant dayanağı
1. Cam Matris Seramikler	1.1. Feldspatik	Refraktör day, Platin folyo, Press	M/V	Evet	✓				
	1.2. Sentetik Seramikler								
	a. Lössit Bazlı	Press ya da CAD/CAM	A/M	Evet	✓	✓	✓(A)		
	b. Lityum Disilikat ve Türevleri	Press ya da CAD/CAM	A/M	Evet	✓	✓	✓(A/P)	2.premolara kadar 3 üye	✓
	c. Florapatit Bazlı	Press ya da tabakalama	V	Evet					
	1.3. Cam İnfiltrat Seramikler								
	a. Alumina	CAD/CAM ya da Slip casting	A	Evet			✓(A/P)	Anterior 3 üye	
	b. Alumina Ve Magnezyum	CAD/CAM ya da Slip casting	A	Evet			✓(A)		
	c. Alumina Ve Zirkonya	CAD/CAM ya da Slip casting	A	Evet			✓(A/P)	Posterior 3 üye	
2. Polikristalin Seramikler	2.1. Alumina	CAD/CAM	A	Hayır	✓		✓(A/P)	✓	
	2.2. Stabilize Zirkonya	CAD/CAM	A/M	Hayır		✓	✓(A/P)	✓	✓
	2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina	CAD/CAM	M	Hayır	✓	✓	✓(A/P)	✓	✓
	2.4. Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya	CAD/CAM	M	Hayır	✓	✓	✓(A/P)	✓	✓
3. Rezin Matris Seramikler	3.1. Rezin Nano seramikler	CAD/CAM	M	Hayır	✓	✓	✓(A/P)		
	3.2. Rezin İçerikli Cam Seramik	CAD/CAM	M	Hayır	✓	✓	✓(A/P)		
	3.3. Rezin İçerikli Zirkonya Silika Cam Seramik	CAD/CAM	M	Hayır	✓	✓	✓(A/P)		

2.4. Dental CAD/CAM Sistemler

Teknolojinin birçok alanında 1950’li yıllardan itibaren kullanılmakta olan CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli yazılım) sistemleri, diş hekimliği alanında 1970’li yıllarda kullanılmaya başlanmıştır (35). 1977 yılında Amerika’da optik okuyucularla ağız içi dokuların bilgisayar sisteminde görüntülenmesi sağlanmıştır. Dr. Duret (36), Fransa’da Duret sistemlerini geliştirmiştir. Bu sistem daha sonra Sopha Bioncept adı ile piyasaya sürülmüştür. Dr. Mörmann (37) Almanya’da CEREC sistemini geliştirerek bu sistemi klinikte hasta üstünde kullanmak için çalışmalara başlamıştır. Prepare edilmiş inlay kavitesini ağız içi görüntülemeyi başarmış ve seramik bloğu kazıyarak inlay restorasyon üretimini sağlamıştır.

1980’li yıllarda altın madeninin fiyatları artınca restorasyon üretiminde alternatif metaller araştırılmıştır. Nikel-krom alaşımlar kullanılmış ancak alerjik reaksiyonlar gelişince yerini titanyum alaşımına bırakmıştır. Titanyum dökümünün yüksek hassasiyet gerektirmesi nedeniyle alternatif üretim yöntemlerine ihtiyaç duyulmuştur. İsviçre’de Dr, Andersson (38) Procera sistemini geliştirmiş ve titanyum kopinglerin spark erozyon tekniği ile üretilmesinin önünü açmıştır. Bu teknikte malzeme ve bir elektrot arasında elektrik kıvılcımı oluşturulur. Bu kıvılcım, malzemenin yüzeyine mikro patlamalar şeklinde etki ederek malzeme yüzeyinden çok küçük parçaların buharlaşmasını veya erimesini sağlar. Daha sonra bu sistem tüm seramik alt yapıların üretiminde kullanılmaya başlanmıştır (39).

CAD/CAM sistemlerin çalışma prensibi, verilerin optik tarayıcılar aracılığıyla toplanması ve bilgisayar yazılımları ile üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesidir. Bu veriler, optik tarayıcılar ile ya direkt ağız içinden ya da model üzerinden tarama ile elde edilirler. Sonrasında üç boyutlu tasarımlar oluşturulur ve porselen bloklar, sisteme bağlı kazıyıcı aletlerle freze edilir. Böylece istenilen restorasyonlar elde edilmektedir (40).

Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemlerinin kullanılması restorasyonların kolay ve hızlı üretimi için oldukça avantajlıdır ancak klinik kullanım için bazı ekipmanlar gerektirmektedir. Sistemin kullanılabilirliği, toplam maliyeti ve preparasyon süresi konvansiyonel yöntemlere kıyasla eşit düzeyde veya daha avantajlı olmalıdır.

Restore edilecek dişin oluşturulan morfolojisi, bu dişin komşuluğundaki ve karşıt arkta ilişkide olduğu dişlerin morfolojisi net olarak görüntülenmelidir. Bu bölgelerin yüksek hassasiyette görüntülenmesi, doğru ve kompakt bir optik okuyucu ile mümkün olabilir. Üretim için kullanılacak freze ünitesi boyutu dental laboratuvarlara uygun olmalıdır.

Kullanılan seramik materyallerinin kırılabilirliği nedeniyle inlay, onlay, veneer, kron ve köprü restorasyonlarının ince kenarlarının oluşturulması mekanik freze ile oldukça zordur. Bu nedenle üretim sırasında kontrolü sağlayacak bir yazılım ve bir de freze ünitesi gerekmektedir (35,39).

Günümüzde hem klinik ortamında hem de dental laboratuvarlarda CAD/CAM sistemleri kullanılabilmektedir. Klinikte CAD/CAM sistemleri kullanılarak laminate veneerler, inlay, onlay, kron ve köprü gibi sabit restorasyonların üretiminin yanı sıra implant destekli protezlerin abutment tasarımları, çene ve yüz protezlerinin hazırlanması, hibrit protezlerin alt yapı dizaynı da gerçekleştirilebilmektedir (41).

2.5. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

1. CAD/CAM sistemleri geleneksel ölçü alma prosedürlerini ve model hazırlanması gibi işlemleri ortadan kaldırarak bekleme süresini kısaltır (42).
2. Geleneksel yöntemlerde uygulanan mumlama, fırınlama, döküm gibi ara işlemler olmadığı için laboratuvar kaynaklı hata riski de azalır.
3. Kan ve tükürük temasıyla bulaşabilecek malzeme alışverişini en aza indirerek, çapraz enfeksiyon riskini ve kontaminasyonu azaltır (43).
4. Tek seansta restorasyon üretimine olanak sağlar. Böylece zaman kaybı önlenir ve geçici restorasyon maliyeti de ortadan kalkar (44).
5. Restorasyon tasarımının CAD ile yapılması, dental teknisyenler için çalışma kolaylığı sunar (44).
6. Ağız içi kayıtlar dijital olarak saklanabildiğinden model üretimi tekrarlanabilir. Böylece model ya da ölçünün deformasyonu veya kaybolması gibi olumsuz durumlar klinik iş akışını olumsuz etkilemez (44).
7. Yapılan diş preparasyonunun üç boyutlu kontrolünü sağlar, böylece klinisyenler de hazırladıkları diş preparasyonlarını kontrol edebilirler (45).

2.6. Dental CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

1. Birçok sistem geliştirilmesine rağmen üretim maliyeti sorunu çözülmemiştir. Bu durum CAD/CAM sistemleri kullanılarak restorasyon üretiminin tercih edilmemesinin temel sebeplerinden biridir (46).
2. Ağız içi tarama sırasında tükürük ve kan gibi vücut sıvıları tarama netliğini olumsuz etkileyerek restorasyon uyumunun azalmasına neden olmaktadır (47).
3. CAD/CAM üretimi için seçilen blokların monokromatik olması sonucu restorasyonların renginin doğal diş rengini yansıtmaması sorun oluşturmaktadır (48).
4. Restore edilecek dişin veya dişlerin marjinleri subgingival olarak konumlandığında, marjinlerin dijital ortama aktarılması zor olduğundan gingival retraksiyon yapmak zorunlu hale gelmektedir (48).
5. Ağız içi tarama esnasında parlak veya translüsens yüzeyler (metaller, amalgam, abutment vb.) olması durumunda görüntü oluşturmada sorun yaşanabilmektedir (46).

2.7. CAD/CAM Sistemleri ile Kullanılan Tam Seramik Bloklar

CAD/CAM sistemlerinin kullanımının yaygınlaşması, hekimlerin ve tedavi gören hastaların estetik ve fonksiyonel beklentisini arttırmıştır. Artan beklentiyle beraber farklı yapısal ve fiziksel özelliklere sahip farklı bileşimler içeren materyaller geliştirilmiştir. Restorasyon üretiminde kullanılacak olan blok materyal seçimi; restorasyonun ağız içindeki konumuna, restorasyon tipine, hastanın sosyoekonomik durumu ve beklentilerine göre belirlenir. CAD/CAM sistemlerinde kullanılacak bloklar materyal tipi ve içeriğine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilir (49).

2.7.1. Feldspatik CAD/CAM Seramik Bloklar

CAD/CAM sistemleri ile ilk olarak feldspatik seramik içerikli bloklar kullanılmıştır. 1985 yılından itibaren kullanılan feldspatik bloklar üzerine yapılan 10 yıllık takipli bir çalışmada üretilen inlay restorasyonlarda başarı oranı %90,4 olarak belirtilmiştir (50).

Feldspatik seramiklerin yapısında %30 oranında homojen olarak dağılmış feldspar partikülleri bulunmaktadır. Materyalin kırılmaya karşı direnci 150 MPa ve elastisite modülü 45-63 GPa'dır (51).

Laboratuvarlarda sinterlenen seramiklerden farklı olarak, feldspatik seramik CAD/CAM blokların endüstriyel olarak standart, kontrollü ve vakum altında sinterlenmesi, daha homojen ve stabil bir mikroyapıya sahip olmasını sağlar. Feldspatik seramiklerin en büyük avantajlarından biri, frezeleme işleminden sonra kolayca cila yapılabilir ve tek seansta hastaya uygulanabilir olmasıdır (52).

Feldspatik seramik bloklar optik özelliklerine göre monokromatik, dikromatik ve polikromatik olarak üçe ayrılmaktadır. Monokromatik blokların estetik özelliklerini geliştirmek amacıyla dikromatik ve polikromatik bloklar kullanıma sunulmuştur (53). Dikromatik bloklarda translüsens mine tabakasının altında dentin yapısını taklit eden küresel opak bir yapı bulunmaktadır. Bu bloklarda mine ve dentin yapısını taklit eden üç boyutlu yay şeklinde geçişler bulunur. Polikromatik bloklarda doğal diş rengini taklit eden farklı renk doygunluğu ve ışık geçirgenliği özelliği bulunmaktadır. Bu sayede doğal dentisyonun optik özellikleri oldukça başarılı bir şekilde taklit edilebilir (54).

Feldspatik seramik bloklar inlay, onlay, parsiyel ve tam kronlar, laminate veneerler için kullanılmaktadır. Kırılma dirençleri düşük olduğu için köprü ve endokron restorasyonlarında kullanımı uygun değildir (50,53). Cam içeriği fazla olduğu için hidroflorik asitle pürüzlendirme yapılabilmektedir. Böylece adeziv simantasyon ile başarı oranı artmaktadır. Mekaniksel olarak cilalanabilir. Tüm bu özellikler sayesinde tek seans uygulaması ile bitirilebilir (55,56). Vita Mark I, Vita Mark II, Vita Triluxe (Vita Zahnfabrik, Almanya) ve Cerec Blok (Sirona Dental, Almanya) bu gruba örnektir.

2.7.2. Lösitle Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramik Bloklar

Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler, 1995 yılında W. Höland ve ark. (57) tarafından cam matriks üzerine kontrollü kristalizasyon yöntemiyle üretilmiştir. Materyalin temel olarak içeriğini silisyum oksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) oluşturmaktadır (58). Cam matriks hacminin %30-40 kadarı 1-5 μm boyutlarındaki lösit kristallerinden oluşur. Lösit kristalleri materyalin çatlaklarının ilerlemesini engelleyen bir bariyer oluşturmaktadır. Ayrıca bu seramiklerin ışık geçirgenlikleri ve aşındırma özellikleri mineye oldukça benzerdir. Bükülme direnci 160 MPa'dır (59).

Lösit kristallerinin materyale eklenmesi, materyal direncini iki farklı mekanizma ile etkileyebilir:

- Lösit kristalleri çatlağın yönünü değiştirir ve ilerlemeyi durdurur (60).
- Seramiğin soğuması sırasında cam matriks içerisinde artık baskı gerilimleri oluşur. Lösit kristallerinin genleşme katsayısı içinde bulunduğu cam matriksten daha fazla olduğu için seramik soğurken lösit kristalleri büzülür ve cam matriksi içine çeker. Böylece yapı içinde oluşan iç basınç mikro çatlakların (Griffith çatlakları) ilerlemesini durdurur (61–63).

Kullanım alanları arasında inlay, onlay, tek kron ve laminate veneerler bulunmaktadır. Restorasyonların direnci, diş dokusuna olan başarılı bir adezyona bağlıdır ve adeziv simantasyon gerektirmektedir (64).

Translüsenslik, renk, floresanslık, opalesanslık, aşınma ve abrazyona direnç gibi özellikleri doğal dişe oldukça benzerdir. Bu bloklar renk özelliklerine göre üçe ayrılır. HT (yüksek translüsens) en yüksek translüsensliğe sahiptir. İnlay ve onlay restorasyonlar için önerilmektedir (54). LT (düşük translüsens) bloklar ise yüksek parlaklık değerine sahiptir ve daha geniş restorasyon yapımında önerilmektedir. Farklı renk tonlarını içeren multi bloklar, doğal dişlerde bulunan servikalden insizale doğru değişen renk ve translüsens özelliklerini yapılan restorasyona yansıtabilmektedir (54).

IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ve IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) lösitle güçlendirilmiş cam seramiklere örnek olarak verilebilir (61,65).

2.7.3. Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramik Bloklar

Cam seramiklerin kırılma direncini ve dayanımını yükselterek kullanım alanını genişletmek için yeni materyallerin geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerde farklı olarak kuartz, fosfor oksit, lityum dioksit, potasyum oksit, alümina oksit ve diğer bileşenlerden oluşan yüksek miktarda kristal içeriği mevcuttur (66).

Lityum disilikat kristalleri 1,5 µm boyutlarında olup cam matrikse entegredir. Bir araya gelen kristal yapısı ağ oluşturarak materyalin kırılma direncini artırır (67).

Bu materyaller frezeleme işleminde kırılabilirlik gösterir bu nedenle restorasyon üretimi farklı bir prosedür gerektirmektedir (68). Blokların kolay ve hızlı bir şekilde frezelenebilmesi için seramik öncelikle kısmi olarak kristalize edilir. Lityum metasilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$) kısmi kristalize haldeki bloklarda temel kristal fazı oluşturmaktadır. Frezeleme işlemi sonrası yaklaşık 850°C 'de kristalizasyon işlemi yapılır ve lityum metasilikat daha dirençli olan ve diş rengindeki lityum disilikata dönüştürülür (49).

Işık geçirgenliğine göre üç farklı lityum disilikat CAD/CAM bloğu bulunmaktadır. Bunlar: HT, LT ve MO bloklardır. HT bloklar yüksek translüsensiye sahiptir, bukalemun efekti (çevre dokuların rengini absorbe etme özelliği) ve estetik özellikleriyle inlay ve onlay restorasyonların yapımında kullanılırlar. LT bloklar düşük translüsensiye sahiptir ve tam anatomik restorasyon yapımında kullanılabilir. Renk değişimi gözlenen dişlerin, rengini maskeleyerek tabakalama tekniğiyle MO (medium opacity) blokların kullanımı uygundur. İleri estetik yaklaşım gerektiren vakalarda, cut-back (doğal diş yapısını taklit etmek için opak katman üzerine translüsent materyal ekleyerek estetik görünüm sağlama yöntemi) tekniği ile üst yapı porseleni uygulanabilir (69). Üretici firmanın önerileri doğrultusunda 0,8 mm kalınlıkta hazırlanan alt yapı sayesinde kırılma direnci 400 ± 40 MPa'ya kadar artırılmıştır. Böylece, kron protezlerinin yanı sıra üç üyeli köprü protezlerinin yapımı da mümkün kılınmıştır. Köprü protezlerinin kullanım alanı, ön bölgeden itibaren 2. küçük azı ile sınırlıdır (63,70,71).

Lityum disilikatla güçlendirilmiş CAD/CAM seramik bloklara örnek olarak IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ve CEREC Tessera (Dentsply Sirona, ABD) verilebilir.

2.7.4. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat CAD/CAM Seramik Bloklar

Lityum silikatla güçlendirilmiş cam seramiklere yaklaşık %10 zirkonyum eklenerek mekanik açıdan daha güçlü materyaller geliştirilmiştir. Cam seramikler ve zirkonyanın pozitif özellikleri birleştirilmiştir. Yapısında çok küçük boyutlarda ($0,5-7\ \mu\text{m}$) lityum disilikat ve lityum metasilikat kristalleri bulunur. Seramik yapı içerisinde %54-60 SiO_2 , %15-21 LiO , %1-4 K_2O , %3-8 P_2O_5 , %1-4 Al_2O_3 ve %8-12 ZrO_2 bulunmaktadır. Geliştirilen bu cam seramik materyalin tanecik boyutları çok küçük ve homojen yapıdadır. Materyal diğer cam seramiklerden mekanik direnci yönüyle ayrılır.

Frezelemeden sonra kırılma direnci 210 MPa iken, kristalleşme sonrası kırılma direnci 420 MPa'a ulaşır (72).

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat bloklara Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Almanya) örnek verilebilir. Celtra (Densplay Sirona, Almanya) blokların frezeleme sonrası 210 MPa'lık bir bükülme direncine sahip olduğu ve cila fırınlaması ardından bu direncin 370 MPa'a yükseldiği bildirilmiştir (72). Bu monolitik CAD/CAM materyalleri; inlay, onlay, lamina, ön ve arka bölge kron protezleri ve implant destekli sabit protezlerde kullanılabilir (73).

2.7.5. Cam İnfiltrate CAD/CAM Seramik Bloklar

Başlarda slip cast (seramik restorasyonların üretiminde sıvı seramiğin bir kalıba dökülerek şekillendirilmesi ve ardından sertleştirilmesi) yöntemi ile üretilen cam infiltrate seramikler, 1993'ten itibaren CAD/CAM ile de üretebilmektedir. Bloklar, bir kalıp içerisinde seramik tozunun gözenekli bir mikroyapı oluşana kadar sıkıştırılması ile üretilmektedir. Sonrasında fırınlanır ve kısmi sinterizasyon uygulanır. Bu bloklardan restorasyon üretilirken cam infiltrasyonu yapılarak gözenekli yapı ortadan kaldırılır. Materyaldeki poroz miktarı slip cast yöntemine göre çok daha azdır. Böylelikle oluşan yapı daha homojen bir hal alır (74,75).

2.7.6. Polikristalin CAD/CAM Seramik Bloklar

Polikristalin seramiklerin yoğun kristal yapıları sayesinde mekanik özellikleri oldukça iyidir. Bu durum restorasyon kırıklarının da azaltmaktadır. Bu materyaller camsı faz içermedikleri için yüksek opasite değerlerine sahiptir (76).

2.7.6.1. Alümina Bazlı CAD/CAM Seramik Bloklar

Yüksek dayanıklılığa sahip olan bu bloklar, %100 alüminyum kristalleri içerir. Presinterize formda olduğu için üretim sonrası 1520°C'de fırınlanırlar. Kırılma dayanımları 500 MPa üzerindedir, bükülme dayanımları ortalama 610 MPa ve elastisite modülü ise 380 GPa'dır. Monokromatik (tek renkli) yapıda olduğundan tabakalama yöntemi ile veneerlenerek kullanılırlar (77,78).

2.7.6.2. Zirkonya Bazlı CAD/CAM Seramik Bloklar

Zirkonyum kimyasal olarak çok aktif olduğu için doğada tek başına bulunmamaktadır. Genellikle zirkonyum dioksit formunda görülür. Bu forma zirkonya da denilmektedir. Saf zirkonyum oksit değişik sıcaklıklarda farklı fazlarda bulunmaktadır. Oda sıcaklığı

ve 1170°C arasında monoklinik fazda, 1170°C-2370°C arasında tetragonal fazda, 2370°C üzeri sıcaklıklarda kübik fazda bulunur (79).

Zirkonyanın oda sıcaklığında monoklinik faza dönmesi oluşan çatlakların karşısında gerilme enerjisi olarak çıkar. Çünkü bu değişim esnasında, hacimde %4 oranında bir artış meydana gelir. Hacimdeki bu artış, çatlağın stres yoğunluğunu azaltır ve ilerlemesini engeller. Buna, değişim güçlenmesi denir (80). Kırılma dayanımı 900-1200 MPa arasında iken, elastik modülü yaklaşık 210 GPa'dır (81).

Zirkonyanın istenilen mekanik özelliklerinin görüldüğü faz tetragonal fazdır. Bu nedenle oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil olması beklenerek materyalden maksimum verim alınır. Bunu sağlamak için yttrium ve kalsiyum gibi metal oksitler ilave edilerek yarı stabilize zirkonya olarak adlandırılan ve kontrolsüz faz değişimini engelleyen materyaller elde edilmektedir (82)

%3 mol yttria ve ağırlıkça %0,25 Al₂O₃ içeren 3Y-TZP zirkonyalar mekanik özellikleri yüksek olmasına karşın opak görünümü nedeniyle alt yapı materyali olarak kullanılmıştır. Materyalin estetik özelliklerini geliştirmek için sırasıyla 4Y-TZP ve 5Y-TZP bloklar üretilmiştir. Bu blokların partikül boyutları büyük olduğu için 3Y-TZP'ye göre daha translüsenstir (83). Ancak daha düşük oranda tetragonal faz içerdiği için daha kırılmalıdır.

Farklı materyallerin avantajlarını bir araya getirmek amacıyla, IPS e.max ZirCAD MT Multi ve IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) gibi monolitik materyaller geliştirilmiştir. IPS e.max ZirCAD MT Multi, insizal bölgesinde 5Y-TZP ve servikal bölgesinde 4Y-TZP'den oluşurken, IPS e.max ZirCAD Prime ise insizal bölgesinde 5Y-TZP ve servikal bölgesinde 3Y-TZP içermektedir (84). Zirkonya bazlı CAD/CAM seramik bloklara örnek olarak DC Zirkon (DCS Dental AG, İsviçre), LAVA Zirconia (3M ESPE, St. Paul, ABD), Cercon HT ve XT (Dentsply Ceramco, ABD), E.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), Procera Zirconia (Nobel Biocare AB, İsveç) ve In-Ceram YZ (Vita Zahnfabrik, Almanya) gösterilebilir.

2.7.7. Hibrit CAD/CAM Bloklar

Seramiklerin dental restoratif materyal olarak kullanılmasıyla başarılı, doğal görünümlü sonuçlar elde edilmektedir (72). Birçok olumlu özelliklerine rağmen yüksek aşındırıcı özellikleri, işlenmelerinin ve tamirlerinin zor olması kullanımlarında

problemler oluşturmaktadır (42,84). Kompozitler düşük aşındırıcılığa ve dentine yakın elastik modülüne sahip dental restoratif materyallerdir. Ancak renk stabiliteleri düşüktür, aşınma dirençleri ve mekanik özellikleri seramiklere göre daha zayıftır (85). Kompozitlerin ve seramiklerin olumlu özelliklerini bir araya toplayan yeni materyaller arayışına gidilmiştir (84,86).

2.7.7.1. Rezin Nanoseramik Bloklar

2013 yılında Amerikan Diş Hekimliği Derneği'nin yaptığı porselen/seramik tanımı temel alınarak sınıflamaya yeni bir grup ilave edilmiştir (34,87). Seramik ve kompozit yapılarının yüksek sıcaklık ve basınç altında birleştirilmesi ile yeni bir mikro yapı elde edilmiş, bu yeni yapı rezin matriks seramik (RMS) olarak isimlendirilmiştir.

RMS'lerin; güçlü mekanik özellikleri bulunurken, büzülme miktarı düşük ve mikro yapıdaki defekt miktarı ve defektin büyüklüğü az olmaktadır. Rezin matriks blokların yapısını üreten dimetakrilat (UDMA) oluşturur.

Nanomer yapısı, 25-75 nm boyutlarında partikülleri ifade eder. Nanomerler, kompozit organik yapısında ayrı ayrı bulunur. Nano doldurucular geleneksel mikro dolduruculara kıyasla daha küçük olduklarından dolayı organik yapı ile temas eden yüzey alanı artar ve inorganik faz-organik faz bağlantısı daha kuvvetli olmaktadır (88). Üretim aşamasında yapıya silan ilave edilerek rezin matriks ve nanoseramik yapının kimyasal bağlantısı da sağlanmış olur (89).

Materyal hacminin %80'i polimerik bir matriks içine gömülü birbirine bağlı 20 nm çapında silika ve 4-11 nm çapında ZrO_2 nanopartiküllerinden oluşur. Nanoseramiklerin elastik modülü 10-20 GPa olup, bu değer dentine oldukça yakındır. Bu nedenle cam seramiklere oranla stresi daha fazla absorbe ettiği belirtilmiştir (80). Kırılma direnci 204 MPa değerindedir; bu değer feldspatik, lösit ve kompozit bloklardan yüksek; lityum disilikatla güçlendirilmiş bloklara yakındır (90). Nanoseramikler, şok absorbe özelliğine sahiptir ve implant üstü restorasyonlarda seramiklere kıyasla daha başarılı sonuçlar verdiği belirtilmiştir (Tablo 2.2) (91).

Tablo 2.2. Hibrit materyallerin diğer seramikler ile mekanik özelliklerinin karşılaştırılması (80)

	Birim	Dentin	Mine	ZrO ₂	Feldspar	Kompozit	Hibrit (Cerasmart)
Bükme dayanımı	MPa	<207	<180	<620	<150	<135	219
Weibull modülü	/	-	-	4-14	6-23	<13	10.2
Young modülü	GPa	<25	<94	<400	>50	<17	25
Vickers sertlik	GPa	<1	<6	10-12	>6	<6	0.66
Aşınma	µm	-	-	<1	-	>1	>1
Antagonistte aşınma	µm	-	-	84	53	<10	28
Renk stabilitesi	dE	-	-	<1	<1	>2	<1
Minimal kalınlık	mm	-	-	>0.5	>1.0	Yok	>0.2

Rezin nanoseramik blokların karşıt dişte minimal aşındırma yapması, rezin simanlar ile kimyasal bağlantı ile adeziv bağlanma sağlaması, tamir kolaylığı gibi avantajları mevcuttur. Frezeleme esnasında marjinal kenarlardan kırılmaya seramiklere göre daha dirençlidir (92,93).

Rezin nanoseramik CAD/CAM materyalleri arasında Lava Ultimate (3M ESPE, ABD), Cerasmart (GC, Japonya) ve Grandio Blocs (VOCO GmbH, Almanya) gibi örnekler bulunmaktadır.

Cerasmart (GC, Japonya)

Cerasmart, ağırlıkça %71 oranında doldurucu partiküllerden oluşan, üretici tarafından kuvvet absorbe eden, hibrit seramik CAD/CAM blok olarak isimlendirilen bir nanoseramiktir. Bu materyal bazı literatürlerde rezin nanoseramik olarak adlandırılırken (94,95) bazı literatürlerde ise üretici firmayla uyumlu olarak hibrit seramik olarak geçmektedir (96,97). Rezin matris UDMA, dimetakrilat ve 2,2-Bis (p-metakriloksi (etoksi) 1-2 fenil) – propan, doldurucu partiküller silika ve baryum içermektedir. Boyutsal olarak oldukça küçük ve homojen partiküllere sahiptir. Rahat cilalanması, işleme kolaylığı, fırınlama gereksinimi duymaması, ağız içi tamir olanağı sayesinde oldukça avantajlı bir materyaldir. İnlay, onlay, tek kron ve implantüstü endikasyonlarına sahiptir. Yüksek ve düşük translüsens (HT, LT) seçenekleri ve A1, A2, A3, A3,5, B1 renk seçenekleri mevcuttur.

Yapılan alışmalar hibrit materyallerin sertlik, elastisite modülü ve esneme oranı gibi özelliklerinin doğal diş yapısına benzer olduğunu göstermiştir (98). Ayrıca karşıt dişte aşındırma oranı doğal dişlere oldukça yakın olduğundan klinik olarak kullanımı uygundur.

Lava Ultimate (3M ESPE, ABD)

Lava Ultimate'in içeriğini %20 organik rezin matriks oluşturur. Bu matriks içinde %80 oranında doldurucu bulunmaktadır (95,99). İnorganik doldurucu, 200 nm silika nano partikülleri ve 4-11 nm zirkonya nano partiküllerinden oluşur. Organik rezin matriks ise bisfenol-A glisidil metakrilat (Bis-GMA), retan dimetakrilat (UDMA), bisfenol-A dimetakrilat (Bis-DMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA)'dan oluşur (34,100,101). Bükülme dayanımı 200 MPa iken, kırılma dayanımları cam seramiklere göre daha yüksektir (102). Yapılan bazı araştırmalarda rezin nanoseramiklerin özellikle implant üstü tek kronlarda siman ile kron ara yüz bağlantısında başarısız olduğu belirtilmiş; materyalin esnekliğinden dolayı kron içerisinde elastik deformasyon meydana gelmiştir (103,104). Bu başarısızlık durumundan dolayı Lava Ultimate'in kron endikasyonu, firma tarafından 12 Haziran 2015 tarihi itibarıyla kaldırılmıştır (103,105,106).

Grandio Blocs (VOCO GmbH, Almanya)

Grandio Blocs 2017 yılının sonlarında piyasaya sunulmuş, üretici firmanın talimatına göre daim tek diş restorasyonlarda kullanılmak üzere nanoseramik olarak üretilmiştir. Polimer bir matriks içerisinde ağırlıkça %86 oranında inorganik doldurucu içermektedir. Adeziv rezin simanlarla simante edilirler. Kullanım alanları; inlay, onlay, veneer, kron ve implant üstü kronlardır. Metakrilata karşı aşırı duyarlılığı olan (alerji) hastalarda kullanımı uygun değildir. Tamamen polimerize halde bulunan bir bloktur (107).

İdeal bağlantı sağlanabilmesi için 1,5-2 bar alüminyum oksit (25-50m) kullanılarak przlendirilmeli, hidroflorik asit ve fosforik asit kullanılmamalıdır. Adeziv simantasyon yapılırken silanlı olanlar tercih edilmelidir. İçeriği çoktan aza olacak şekilde; baryum alüminyum borosilikat cam, silikon dioksit, polimetakrilat, stabilizerler ve pigmentlerden oluşmaktadır (107).

2.7.7.2. Rezin Matrikse Penetre Cam Seramik Bloklar (Polimer İnfiltrate Seramik Ağ-PICN)

İki fazlı materyallerin, tek fazlı olanlara kıyasla bükülme dayanımı daha fazladır. Bu durum göz önüne alınarak hem seramik hem de kompozit içeren materyaller üretilmeye başlanmıştır. Bu amaçla Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Almanya) CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere 2013 yılında piyasaya sunulmuştur.

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Almanya)

Materyal, seramik ve polimer olmak üzere iki farklı ağıdan oluşur. Ağırlıkça %86 oranında seramik, %14 oranında da polimer içeren polimer infiltrate seramik ağ materyalidir (108). Seramik kısmı daha büyük oranda lösitle güçlendirilmiş feldspardan oluşur. Geri kalan kısmı zirkonyadan oluşmaktadır. Polimer yapıyı ise üretan dimetakrilat (UDMA) oluşturur (85,109).

Elastisite katsayısı dentine benzer olan Vita Enamic, aynı zamanda dentine benzer esneme sertliği ve abrazyon özelliği göstermektedir. Bu özellikleri sayesinde oklüzyon sırasında gelen kuvvetleri temas noktasından daha geniş alana yayıp, gelen stresleri de azaltabilir. Böylece chipping (porselende kırılma veya çatlama) problemleri de çok daha az görülür (85). Bükülme direnci 150-210 MPa değerine sahipken Vickers sertlik değeri ise mine ile dentin arasındadır (2,5 GPa) (110). Sertlik değerleri silika bazlı seramik materyallerden daha düşük olduğu için geleneksel seramiklere kıyasla karşıt çenede daha az aşınmaya neden olurken, zamanla aşınan materyal miktarı da daha fazla olacaktır (111,112).

Klinik olarak inlay, onlay, veneer gibi restorasyonlar ile diş ve implant üstü tek kronlarda kullanılırken; çok üyeli sabit protezlerde ve brüksizm vakalarında kullanımı uygun değildir (113,114).

2.7.7.3. Rezin Matriks Zirkonya-Silika Seramik Bloklar

Bu blokların matriks yapısı ve seramik içeriklerinin oranı, diğer hibrit seramik materyallerle kıyaslandığında farklılık göstermektedir. Ağırlıkça %60'tan fazlası inorganik yapılardan oluşur. Silika tozu, UDMA, TEGDMA ve zirkonyum silikat gibi materyallerin farklı oranlardaki bileşiminden meydana gelmektedir (115).

2.8. CAD/CAM Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemleri

Tüm dental seramik ve seramik benzeri materyallerde başarılı bir adeziv bağlantı sağlamak için simantasyon öncesi seramiklere yüzey işlemi uygulanması önerilmektedir (116). Uygulanan yüzey işlemleri sonucunda bağlanma yüzey alanı, yüzey enerjisi ve ıslanabilirliği arttığı için mikromekanik kenetlenme de artacaktır. Bu işlemler mekanik, kimyasal ve hem mekanik hem de kimyasal olabilir (116).

Mekanik bağlantı oluşturan yüzey işlemleri: asitle pürüzlendirme, alüminyum oksit kumlama, sentetik elmas partikülleri ile kumlama, elmas döner alet ile pürüzlendirme, plazma sprej yöntemi ve lazerle pürüzlendirme. Silan bağlayıcı ajan ve primer uygulaması kimyasal bağlanma sağlar. Silisyum oksit (SiO_2) ile kumlama (pirokimyasal silika kaplama veya tribokimyasal silika kaplama) hem mekanik hem kimyasal bağlantı oluşturan bir işlemdir (116).

2.8.1. Asit ile Pürüzlendirme

Buonocore (117) asitle pürüzlendirme tekniğini bulduğundan beri, adeziv sistemler etch and rinse sistemlerden self-etch sistemlere doğru gelişme göstermiştir. Feldspatik seramiklerin ve cam seramiklerin bağlanma dayanımını arttırmak için önerilen bir yüzey işlemidir ve en çok önerilen asitler fosforik ve hidroflorik asittir (118). Kullanılan materyale göre konsantrasyon ve uygulama süresi değişmektedir. En çok önerilen yöntem %5-10'luk HF asiti 60 sn süreyle uygulamaktır. HF asitin SiO_2 ile reaksiyonu sonucu hekzaflorosilika oluşur. Çözülen camsı fazın yerine mikromekanik tutucu alanlar oluşur ve bağlanma dayanımı artar (119).

2.8.2. Kumlama

Kumlama yöntemi, adeziv bağlanmayı arttırmak için sıkça kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemle yüzey üzerine yüksek hızda ince partiküller (genellikle alüminyum oksit- Al_2O_3) püskürtülerek yüzeydeki oksit tabaka ve kontaminasyonlar uzaklaştırılır. Yaygın olarak, 10 mm mesafeden püskürtülen 30-250 μm boyutundaki Al_2O_3 partikülleri kullanılmaktadır. Sonuç olarak yüzey temizlenir ve pürüzlü hale gelir böylece adeziv siman daha iyi bağlanır. Ayrıca kumlama işlemi yüzey ıslanabilirliğini artırır. Ancak, kumlama işleminin başarısı kumlama basıncına, partikül boyutuna ve uygulama süresine bağlıdır. Aşırı basınçla uygulanan kumlama işlemi seramik yüzeylerde kopma veya hasara neden olarak adeziv bağlantıyı olumsuz etkileyebilir.

Ayrıca silika içeriği yüksek seramiklerde kumlama önerilmemektedir çünkü bu seramikler daha hassastır ve zarar görebilir (120).

2.8.3. Elmas Döner ile Pürüzlendirme

Yüksek devirli kesici aletler kullanılarak seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesi, bağlanma dayanımını arttırmak için kullanılan mekanik yöntemlerden biridir. Bunun için kalın tanecikli elmas frezler kullanır (121).

2.8.4. Plazma Sprey Yöntemi

Plazma kısmi iyonize gaz olarak tanımlanmaktadır. Yüksek frekanslı bir jeneratör; uyarılmış atomlar, moleküller ve serbest radikallerden oluşan gazı plazmaya dönüştürür. Diş hekimliğinde içeriğinde farklı kimyasal ve fiziksel bileşimler olan plazmalar, bağlanma dayanımını arttırmak için kullanılmaktadır (122).

2.8.5. Lazer ile Pürüzlendirme

Diş hekimliğinde lazerler birçok alanda kullanılmaktadır. En sık kullanılan lazerler Neodmiyum: yttriyum alüminyum garnet (Nd: YAG) ve Erbiyum: yttriyum alüminyum garnet (Er: YAG) lazerlerdir. Lazer enerjisi seramik yüzeyce absorbe edilir ve seramik yüzeyde soyulmalara neden olur. Bu soyulmalar sayesinde mikromekanik bağlanma oluşur (116).

Bu yöntem kullanılarak yapılan çalışmalar ümit verici sonuçlar bildirirse de bu çalışmaların bazı sınırları vardır. Nd: YAG lazer ve CO₂ lazer kullanıldığında seramiklerde termal hasarla ilişkili çatlak oluşumu, Er,Cr:YSGG lazerlerin ise seramik benzeri materyallerde termal yıkımı artırarak bağlanmayı azaltabileceği bildirilmiştir (116).

Uzun atımlı lazerlerin bu tür dezavantajları, ultra kısa atımlı femtosaniye lazerleri ön plana çıkarmıştır. FS lazerler kısa etkileşim süresine sahip olduğundan diş dokusundaki sıcaklık dağılımını sınırlar ve yüzeydeki enerji kaybını azaltır. Bu özellik diğer lazerlere göre daha yüksek yüzey enerjisi oluşturur aynı zamanda minimum termal ve mekanik hasara neden olur. Bu lazer ışınlaması, malzemenin yüzey özelliklerini değiştirmeden hassas ve kontrollü pürüzlendirme sağladığı için daha yaygın kullanılmaya başlanmıştır(123).

2.8.6. Silan Uygulanması

Ticari formu 3-metakriloksipropil trimetoksisilan (MPS) olan silanlar, iki farklı malzeme arasındaki bağlanmayı arttırmak amacıyla kullanılırlar. Fonksiyonel silanların moleküler yapısında, iki uçta farklı fonksiyonel gruplar bulunur. Hidroksil grubu ile seramik yüzeyindeki SiO_2 'e tutunur, fonksiyonel grubu ise rezin organik matriksle reaksiyon gösterir böylece kopolimer oluşur. Silanın rezine bağlanması için rezinin içindeki başlatıcı ajanların ışıkla aktif hale gelmesi gerekir. Böylece silan organik ve inorganik maddeler arasında adezyonu geliştirici bağlayıcı vazifesi görür. En güçlü adezyon silika, cam ve kuartz ile oluşurken; saf metaller ve metal alaşımları ile orta düzeyde, dental alçı veya grafit gibi materyallerde ise zayıf düzeyde silan bağlantısı oluşur (124).

2.8.7. Pirokimyasal Silika Kaplama

Pirokimyasal silika kaplama yöntemi, seramik yüzeylerin adeziv bağlanma özelliklerini arttırmak için kullanılan bir yüzey işlemidir. Yüksek sıcaklıkta bir silan solüsyonu seramik yüzeylere uygulanır. Yüksek sıcaklıkta uygulanan silan solüsyonu, kimyasal reaksiyona girerek silika tabakasına dönüşür (125). Oluşan silika tabakası adeziv rezin simanın daha iyi bağlanmasını sağlar. Bu yöntemin örnekleri arasında Silicoater Classic (Kulzer GmbH, Almanya) Silicoater MD (Kulzer GmbH, Almanya) ve Siloc (Heraeus-Kulzer, Almanya) gibi laboratuvar ortamında kullanılan sistemler bulunmaktadır.

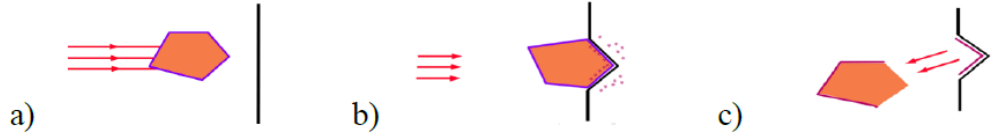
Bu sistemler, özel bir alevden geçirilen yüzey kaplama solüsyonu (genellikle tetraetoksisilan) kullanarak seramik yüzeyde ince bir silika tabakası oluşturur. Bu tabaka genellikle 0,1-1,0 μm kalınlığındadır. Daha sonra, Silicoter teknolojisine dayalı olarak geliştirilen Silano-Pen ve PyroSil (Bredent, Almanya) gibi sistemler hasta başında kullanmak için tasarlanmıştır.

Bu sistemler, klinik ortamında kullanılabilecek şekilde tasarlanmıştır ve aynı temel prensibi kullanarak seramik yüzeylere silika kaplaması uygular.

Pirokimyasal silika kaplama yöntemi, seramik yüzeylerin adeziv bağlanma gücünü artırarak daha dayanıklı ve uzun ömürlü restorasyonlar elde etmeye yardımcı olabilir (125).

2.8.8. Tribokimyasal Silika Kaplama

Tribokimyasal silika kaplama işlemi, silika ile modifiye edilmiş Al_2O_3 partiküllerinin seramik yüzeylere püskürtülmesi ile uygulanmaktadır. Bu yöntemde, basınçla püskürtülen silika ile modifiye Al_2O_3 partikülleri, yüzeye 15 μm 'ye kadar penetre olabilir ve bu sayede mikromekanik tutuculuk ile kimyasal olarak daha aktif bir yüzey oluşturularak rezinin bağlanmasını sağlar (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. a) Tribokimyasal kaplama b) Tribokimyasal kaplama etki anı c) Silanize yüzey (126)

Tribokimyasal kaplama; CoJet (3M ESPE, Almanya), Rocatec (3M ESPE, Almanya), Siljet (Danville Materials Inc., ABD) ve Siljet Plus (Danville Materials Inc., ABD) sistemleri ile gerçekleştirilebilir. Bu sistemler arasındaki temel fark içerdikleri silika alümina oranıdır.

CoJet (3M ESPE, Almanya) sisteminde, soğuk silikatizasyon olarak adlandırılan ve intraoral olarak da kullanılabilen silika ile modifiye edilmiş 30 μm çaplı Al_2O_3 partikülleri, seramik yüzeyine 2-3 bar basınçla dik bir açıyla püskürtülür. Yapılan çalışmalar CoJet uygulaması sonrasında silan önermektedir (126). Siljet sisteminde silika modifiye Al_2O_3 kum kullanılırken, Siljet plus sisteminde tribokimyasal kumlama ile silan aynı zamanda uygulanabilmektedir. Siljet plus sistemi, silika modifiye Al_2O_3 partiküllerin yanı sıra silika kaplı γ -metakriloksipropil trimetoksisilan içermektedir.

Rocatec sistemi seramik yüzeylerin topografisini değiştirmede kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemde, seramik yüzeyine basınçlı hava yardımıyla alümina partiküllerinin kinetik enerjisi transfer edilir ve yüzey sıcaklığı anlık olarak yükselerek yüzeyde erimeye sebep olur. Böylece, silika kaplı alümina tanecikleri yüzeye gömülür.

Yüzey temizliği ve aktivasyon için ilk adımda, 110 μm Al_2O_3 içeren Rocatec Pre uygulanır. Bu işlemde 2,5 bar basınç ile 10 saniye basınçlı hava kullanılarak yüzey temizlenir ve aktive edilir.

Silika Kaplama için ise seramik yüzeyini silikayla kaplamak için Rocatec Soft veya Rocatec Plus kullanılır. Rocatec Soft 30 µm silika kaplı alümina partikülü içerirken Rocatec Plus 110 µm silika kaplı alümina partikülleri içermektedir. Yüzeyin silika ile kaplanması, 2,5 bar basınç altında 12 saniye boyunca işlem uygulanarak gerçekleşir (126,127).

2.9. CAD/CAM Seramiklerin Simantasyonu

Protetik tedavilerde klinik başarıyı etkileyen en önemli faktörlerden biri materyal seçimi bir diğeri ise kullanılacak siman seçimidir (128). Tam seramik restorasyonların simantasyonunda ilk olarak çinko fosfat simanlar sonrasında cam iyonomer simanlar kullanılmıştır. Ancak desimantasyon ve marjinde meydana gelen kırılmalar sonucu rezin simanlar ve dentin bonding ajanların geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur (129). Tam seramiklerin simantasyonunda estetik özelliklerinin etkilenmemesi için ışık geçirgenliği olan rezin simanların kullanımı önerilmektedir (130). Rezin siman kullanımıyla birlikte desimantasyon ve marjinal kırıklar gibi problemlerin ortaya çıkması da engellenmiştir (130,131). Rezin simanlar farklı şekillerde sınıflandırılır. Sertleşme mekanizmasına göre kimyasal, ışıkla, hem ışık hem kimyasal olarak üç farklı grupta incelenebilirler (132).

2.9.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan (Otopolimerizan/Self-Cure) Rezin Simanlar

Çift pat şeklinde bulunan self-cure rezin simanların sertleşme reaksiyonu iki ayrı tüpün karıştırılması ile başlar. Farklı tüplerde bulunan amin ve benzoil peroksitin bir araya gelmesiyle oluşan reaksiyon polimerizasyonu başlatır. Kimyasal olarak sertleşen rezin simanların ağız içinde zamanla kimyasal yapılarının değişmesi, ışık geçirgenliklerinin ve renk seçeneklerinin yetersiz olması kullanımlarını kısıtlamaktadır (133).

2.9.2. Işık ile Polimerize Olan (Light-Cure) Rezin Simanlar

Tek pat şeklinde üretilmiştir. Polimerizasyonları ultraviyole veya görülebilir ışık altında gerçekleşir. Polimerizasyonda, 420-450 nm dalga boyunda mavi ışık kullanılmaktadır. İçeriğinde bulunan kamforokinon, polimerizasyon başlatıcısı olarak görev alır. Reaksiyonu alifatik aminler devam ettirir. Polimerizasyonun başlaması için ışık gerekli olduğundan çalışma süreleri uzundur. Işık geçirgenliğinin yüksek olması ve birçok renk seçeneği avantajlarındandır. Renk stabiliteyi self-cure ve dual-cure rezin simanlara göre daha iyidir (24).

2.9.3. Hem Işıklı Hem Kimyasal Olarak Polimerize Olan (Dual-Cure) Rezın Simanlar

Üreticiler tarafından çift pat şeklinde sunulmuştur. Hem kimyasal hem de ışıklı polimerize olan simanların özelliklerini taşırlar. Özellikle ışığın ulaşmadığı restorasyonların simantasyonunda kullanılırlar. Bir tüpte ışıklı polimerizasyonu başlatan kamforokinon bulunurken, diğer tüpte benzoil peroksit bulunmaktadır. Kimyasal polimerizasyon yaklaşık 24 saat içinde tamamlanır (24).

Baz, ışık ile polimerize edilerek tek başına kullanılabileceği gibi katalizör ile karıştırılarak hem ışıklı hem de kimyasal polimerizasyon uygulanabilir. Işık ile polimerizasyon sağlanmayıp yalnızca kimyasal polimerizasyon uygulanır ise simanın mekanik özelliklerinde kayıp meydana gelebileceği gösterilmiştir (13). Dual polimerize reaksiyonda katalizör tüpündeki peroksit başlatıcı, amin hızlandırıcı olarak görev alır. Işıklı polimerizasyonun başlaması için görünür mavi ışığın baz tüpünde bulunan kamforokinon maddesini aktive etmesi gerekir. Kimyasal polimerizasyonda görev alan bazı maddelerin zamanla renklenmeye neden olabileceği, özellikle lamine simantasyonunda göz önüne alınmalıdır (134).

Simantasyon işleminin kısaltılması için self adeziv simanlar üretilmiştir. Bu simanların kullanımında, diş dokularına bağlantıyı arttıran asitleme, primer uygulaması gibi ara aşamaların uygulanmasına gerek yoktur ve tek aşamada simantasyon mümkündür. İçeriğinde kendinden adeziv özelliği olan asidik monomerler bulunur ve bu monomerler simanın hidroksiapatite bağlanmasını sağlar (16). Yapısında dentin ve su varlığında restorasyondaki partiküller ile reaksiyona girerek bağ oluşturan fosforik asit bulunur (135).

Self adezyon oluşturan fosforlanmış metakrilatlar, diş yüzeyini demineralize eder ve simanın diş yüzeyine penetre olmasını sağlar. Böylece diş ve siman arasında mikromekanik kenetlenme de meydana gelir (135).

Demineralizasyon bölgesi ile infiltrasyon derinliğinin aynı olması, özellikle de diş dokusunun ortofosforik asit ile pürüzlendirilmemesi sayesinde nanosızıntı oluşumu gözlenmez. Böylece simantasyon sonrası daha az hassasiyet gözlenmiş olur (136,137).

Self adeziv dual-cure rezin simanların polimerizasyonu hem ışııkla hem de kimyasal olarak gerçekleşir. Panavia SA Cement Universal (Kuraray Noritake Dental Inc, Japonya) ve RelyX U200 Automix (3M ESPE, ABD) bu tip simanlara örnek olarak verilebilir (138).

2.10. Bağlanma Dayanımı Ölçmek İçin Kullanılan Test Yöntemleri

Bağlanma dayanımı, adeziv ve adherent arasında bulunan bağlantıyı koparmak için gereken birim alan başına düşen kuvvettir. Ara yüzeydeki bağlanma dayanımı çeşitli yöntemlerle test edilebilir ve adezyonun sağlandığı alanın büyüklüğüne bağlı olarak makro veya mikro olarak sınıflandırılabilir. Bağlanma dayanımını değerlendirmek için yaygın olarak kullanılan testler arasında makro gerilim, mikro gerilim, makro makaslama ve mikro makaslama testleri bulunmaktadır (139).

2.10.1. Makro Gerilim Testi

Bağlanma dayanımının, adeziv ve adherent arayüzüne dik yönde etki eden kuvvet ile ölçüldüğü testtir. Karşılaşılan sınırlamalar arasında örneklerin sabitlenmesindeki zorluk ve arayüzde oluşan heterojen stresler bulunmaktadır. Bu testlerde, bağlanmış ara yüzün yükleme eksenini ile dik olarak hizalanması oldukça önemlidir. Eğer yükleme eksenini ile dış yüzeyi arasında doğru açı sağlanamazsa, kuvvetin uygulandığı noktada bükölme meydana gelebilir. Bu durum sonuçları etkileyecektir ve elde edilen veriler güvenilir olmayacaktır. Ayrıca, test cihazının dış ile adeziv yüzey arasında doğru konumlanması da gereklidir. Herhangi bir kayma veya sapma test sonuçlarının yanıltıcı olmasına neden olacaktır. Makro gerilim testleri, daha güvenilir ve tekrarlanabilir sonuçlar elde etmek için daha fazla teknik hassasiyet gerektirir (140).

2.10.2. Mikro Gerilim Testi

Mikro gerilme bağlantı dayanımı testi (μ TBS) 1994 yılında Sano ve ark. (141) tarafından geliştirilmiştir. Test edilen bağlanma alanı makro testlere kıyasla daha küçük ve yaklaşık 1 mm² civarındır. Bu testler, *in vitro* ortamda adeziv biyomateryallerin örnek yüzeyine bağlanmasının ölçümünde kullanılır. Örneklerin sabitlenmesinin daha kolay olması, daha hassas bağlantı dayanımı değerlendirmesi yapılabilmesi ve homojen stres dağılımı avantajlarına sahip bir yöntemdir. Ancak örneklerin hazırlanması hassasiyet gerektirir ve uzun zaman alır (142).

2.10.3. Makro Makaslama Testi

Makaslama direnci, belli bir hızla artan bir kuvvetin iki materyalin birbirine bağlı olduğu yüzeyde meydana getirdiği kopma kuvvetini ifade eder. Makaslama direnci testi esnasında, test edilen materyaller birbirine paralel olarak yerleştirilir ve belirli bir hızda makaslama kuvveti uygulanır. Uygulanan kuvvet bağlanma yüzeyi boyunca eşit bir şekilde dağıtılır ve materyaller arasındaki bağlanma kopuncaya kadar devam eder. Kopma noktasına gelindiğinde uygulanan maksimum kuvvet test sonucu olarak kaydedilir. Bağlanma dayanımı ise bu test sonucundaki maksimum kuvvetin, bağlanma yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanır. Ölçüm birimi genellikle Mega Pascal (MPa) olarak ifade edilir ve iki materyalin bağlanma direncini ve dayanıklılığını değerlendirmek için kullanılır (143,144).

2.10.4. Mikro Makaslama Testi

Mikro makaslama, bir tel yardımıyla veya farklı bir yöntemle materyalin üzerine yerleştirilen örneklerin bağlanma dayanımını ölçen bir test metodudur. Bağlanma dayanımı ölçülen materyallerin yüzey alanı 1 mm^2 'den daha küçüktür. Örneklerle kuvvet $0,5 \text{ mm/dk}$ hızla uygulanır ve bağlantının koptuğu andaki kuvvet değeri kaydedilir. Mikro testler, makro testlere göre bağlanma dayanımını daha homojen kuvvetler ile ölçmektedir. Bağlantı arayüzündeki bölgesel farklılıklar elimine edildiği için bu farklılıklardan kaynaklanan hataların önüne de geçilmiş olur (140,144).

2.11. Yapay Yaşlandırma İşlemleri

2.11.1. Hızlı Yaşlandırma

Otoklav cihazları; su buharı basıncının, sıcaklığının ve süresinin kontrol edilebilmesi gibi özellikleri sayesinde yapay yaşlandırma işlemlerinde kullanılmaktadır. Pezzotti ve ark. (145) otoklavda 134°C ve 2 bar basınç altında 5 saat boyunca yaşlandırmanın, *in vivo* olarak cilalı yüzeylerde 2 yıl yaşlanmaya, pürüzlü yüzeylerde ise 5 yıl yaşlanmaya karşılık geldiğini bildirmişlerdir. Ancak bu konuda henüz bir standart oluşturulamamıştır ve farklı çalışmacılar farklı süreleri önermektedir.

2.11.2. Termal Siklus Uygulaması

Dental restoratif materyaller; yemek, içmek ve nefes almak gibi ağız ortamında ısı ve pH değişikliklerine sebep olan durumlardan devamlı olarak etkilenmektedirler. Yemek yeme ve sıvı tüketimi sonucunda meydana gelen sıcaklık değişimlerini rutin sınırlarını belirlemek için bazı deneysel çalışmalar yapılmaktadır.

Ancak bu aktiviteler çok düzensiz olduğu için kesin bir yargıya varmak oldukça güçtür (146). Termal siklus, ağız içerisinde meydana gelen ısı değişimlerini *in vitro* koşullarda simüle etmek amacıyla kullanılan bir yaşlandırma yöntemidir. Çalışma prensibi, materyalin belirli döngülerle sıcaklığı ISO (International Organization for Standardization) standartlarına göre belirlenmiş iki farklı sıcaklıkta (5-55°C) suya istenilen sürelerde maruz bırakılma esasına dayanır. Örneklerin bir kez soğuk suya, ardından sıcak suya daldırılmasına "devir" adı verilmektedir. Bu döngüde geçen toplam süre ise "devir süresi" olarak adlandırılır. Devir sayısı 500 ile 50.000 arasında değişmektedir. Banyo solüsyonlarında bekleme süresi ise yaklaşık 15-60 saniye arasında değişir (147–149). Bir banyodan diğerine geçiş süresi 5-10 saniye arasında değişir. Gale ve Darvell (146), 10.000 siklusun intraoral olarak yaklaşık 1 yıllık fonksiyonu simüle ettiğini bildirmişlerdir.

2.12. Yüzeylerin İncelenmesinde Kullanılan Mikroskopik Yöntemler

Yüzey yapısının incelenmesinde kullanılan birçok yöntem mevcuttur. Yüzey yapısının incelenmesinde profilometreler ile yapılan kantitatif yüzey profil analizleri, optik ve mikroskopik yöntemlerle gerçekleştirilen kalitatif değerlendirmeler ve atomik kuvvet mikroskobu gibi hem kantitatif hem de kalitatif değerlendirmeler kullanılan başlıca yöntemler arasındadır.

2.12.1. Işık Mikroskobu

İki farklı optik yol ile mikroyapıda perspektif görüş sağlayan bir cihazdır. Elektronik ve bilgisayarlı bir ekipman gerektirmeden üç boyutlu görüntü elde edilebilen iki farklı tipi vardır. Bağlanma dayanımı testlerinde ve kırık tipi belirlemede oldukça yaygın olarak kullanılır.

2.12.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Moleküller arası kuvvetleri ölçmede ve nanometre seviyelerinde topografik bir yüzey görüntüsü elde edilmesinde kullanılmaktadır. Alt tabakaya en az derecede kuvvet ileten temas profilometre metodudur. İnce özelliklerin daha iyi görünümü ve distorsiyonun olmaması için nanometre boyutlu keskin bir uç kullanılarak yüzey taranır. Topografik bilgi üç boyutlu resimsel görüntüler olarak saklanabilir. Diğer cihazların aksine bu mikroskopta araştırılan örneğin iletken olması gerekmemektedir. Film kaplama, boyama, dehidratasyon ve vakumlu bir ortama ihtiyaç olmadan görüntü elde edilebilir (150).

2.12.3. Profilometre

Yüzey pürüzlülüğünü ölçmek amacıyla kullanılan profilometreler iki tipten oluşmaktadır.

1. Mekanik profilometreler: Boyutu belirli bir elmas ucun yüzeye teması ile tarama yapılır ve elde edilen ölçümler dijital olarak hesaplanarak kaydedilir. Yüzeydeki düzensizliklerin elde edilen değerleri etkilememesi için farklı açılardan ölçüm yapılması gerekmektedir. Profilometre analizinde R_a , R_z ve R_{max} parametreleri elde edilir. Sıklıkla kullanılan parametre R_a olmakla beraber, bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamasının alınmasıyla saptanır. R_z değeri ortalama pürüzlülük derinliği, R_{max} ise maksimum pürüzlülük derinliğidir (151,152).

2. Optik profilometreler: Optik profilometre, temas olmadan yüzey taraması gerçekleştiren bir ölçüm cihazıdır. Bu cihazlar, yüzeyin şeklini ve topografyasını analiz etmek için ışık demetlerini kullanırlar. Mekanik temas olmaksızın yüzeyin taramasını yapabildikleri için "non-kontakt profilometre" olarak da adlandırılırlar. Yüzeye temas etmedikleri için yüzey yapısında bozulma olmaz ve böylece ölçüm sonuçlarının doğruluğu da artar (153).

2.12.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Yüksek odaklanma derinliği, daha fazla çözünürlük ve kontrasta sahip görüntüler oluşturan SEM, restoratif materyaller ve diş yüzeyi arasındaki kimyasal ve fiziksel etkileşimi incelemede ve adezyon öncesi yüzey hazırlık işlemlerinde yüzey topografyasında oluşan daha küçük ayrıntıların incelenmesinde araştırmacılar tarafından sıkça tercih edilmektedir.

Vakum altında ince bir altın-paladyum katmanıyla kaplanan örnekler, alüminyum kalıplara yerleştirilerek ölçüm yapılır. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) analizinde, objeye dar ve giderek artan yoğunlukta elektron demetleri yönlendirilir. Elektronlar objenin yüzeyine çarptığında sekonder elektronların yayılmasına neden olurlar. Yayılan bu sekonder elektronlar, özel bir dedektör tarafından yakalanır ve elektrik akımına dönüştürülerek büyütülür. Bu elektriksel sinyaller aracılığıyla elde edilen görüntü, bilgisayar ekranına kaydedilir (154,155).

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu çalışma için Karar No:689 sayılı 19/09/2024 Akdeniz Üniversitesi Tıbbi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu onayı alınmıştır. Etik kurul onayı sonrasında bu tez çalışması için gerekli olan laboratuvar işlemlerine başlanmıştır.

Bu çalışmada, PICN bloklara tribokimyasal silika kaplama veya HF asitle pürüzlendirme işlemleri uygulanmış, ardından farklı son kullanım tarihine sahip rezin simanlar kullanılarak makaslama bağlanma dayanıklılıkları değerlendirilmiştir. Makaslama testi için her grupta 14 adet olmak üzere, toplamda 84 adet Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Almanya) blok örneği hazırlanmıştır. Çalışmada kullanılan materyallerin içerikleri Tablo 3.1'de, araştırmada kullanılan cihazlar ve kullanım amaçları ise Tablo 3.2'de belirtilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal Tipi	Ticari İsmi	Üretici Firma	LOT Numarası
PICN	Vita Enamic	Vita Zahnfabrik, Almanya	90740
Self Adeziv Rezin Siman	3M RelyX U200 Automix	3M ESPE Dental Products, ABD	8144811/8317458 /9953335
%9 HF	Porcelain Etch	Ultradent Products, ABD	BW3LF
Universal Primer	Monobond Plus	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	Z051NN
Self-etch Adeziv	Tokuyama BOND FORCE II	Tokuyama Dental, Japonya	236

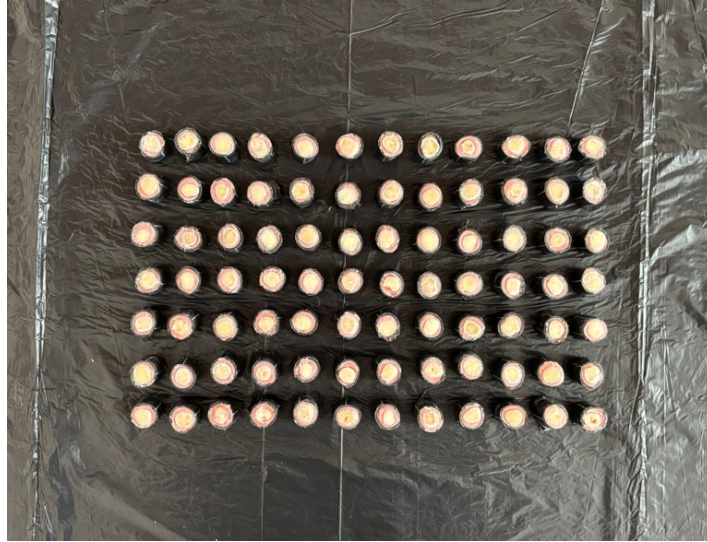
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihaz	Model	Kullanım Amacı
Elmas Kesme Cihazı	Isomet 1000, Buehler lake Bluff, IL, ABD	Örnek hazırlanması/blokların kesilmesi
Ağız içi kumlama cihazı	Microblaster, Bilbao, İspanya	Örnek yüzeylerin 30 µm silika ile modifiye edilmiş Al ₂ O ₃ CoJet kumu ile pürüzlendirmesi
LED ışık cihazı	3M ESPE, Seefeld, Almanya	Self-etch adeziv ve dual- cure rezin simanın polimerizasyonu
Termal siklus cihazı	Akdeniz Üniversitesi Teknik Bilimler MYO	Örneklerin ağız içi ortamı taklit edecek şekilde yapay olarak yaşlandırılması
Universal test cihazı	Shimadzu Universal Test Machine, Kyoto, Japonya	Makaslama bağlanma dayanımı testi değerlerinin ölçülmesi
Stereomikroskop	Zeiss, Jena, Almanya	Kırık tiplerinin değerlendirilmesi
Altın kaplama cihazı	Polaron SC 7620 Sputter Coater, VG Microtech, East Sussex, İngiltere	SEM incelemesi için örneklerin altın-paladyum kaplanması
Taramalı elektron mikroskobu (SEM)	ZEISS LEO 1430, CARL ZEISS, Oberkochen, Almanya	Örneklerin yüzey topografik analizinin yapılması

3.1. Çalışmada Kullanılacak Örneklerin Hazırlanması

3.1.1. Dişlerin Toplanması ve Hazırlanması

Bu çalışmada Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Cerrahi Anabilim Dalından temin edilen 84 adet yeni çekilmiş (son 3 ay) sağlam, geniş okluzal yüzeye sahip küçük azı ve büyük azı dişler kullanıldı. Kullanılacak olan dişlerin yüzeylerinde çatlak, kırık veya çürük olmamasına özen gösterildi. Çalışma için, çoğunlukla periodontal nedenlerle çekimi gereken dişler seçildi. Çekim yapıldıktan sonra dişler en fazla 3 ay olmak üzere deney düzeneği tamamlanana kadar distile su içerisinde muhafaza edildi. Distile suda bekletilen dişlerin üzerindeki periodontal dokular ve diğer artıklar tek bir uygulayıcı tarafından kretuvar yardımı ile temizlendi. Dişler, okluzal yüzey üstte kalacak şekilde çapı 15 mm, yüksekliği 20 mm olan plastik kalıplarda akrilik rezin içerisine gömüldü (Şekil 3.1). Aynı şekilde tek bir uygulayıcı tarafından su soğutması altında her dişin okluzal yüzeyinde elmas frezlerle 1,5 mm referans olukları açıldı ve yine sulu ortamda 500 rpm hızla bu oluklar birleştirilerek koronal dentin açığa çıkana kadar kesim yapıldı. Her 5 dişin kesim hazırlığından sonra frez değişimi yapıldı. Dentin yüzeylerinin düzenli ve homojen bir yapıda smear tabakası oluşturabilmesi için kesim yapılan okluzal yüzeyler 600 grit büyüklüğündeki silikon karbid kağıtlar ile aşındırıldı ve düz bir yüzey elde edildi. 84 dişin tamamının dentin yüzeyi aynı şekilde hazırlandı.



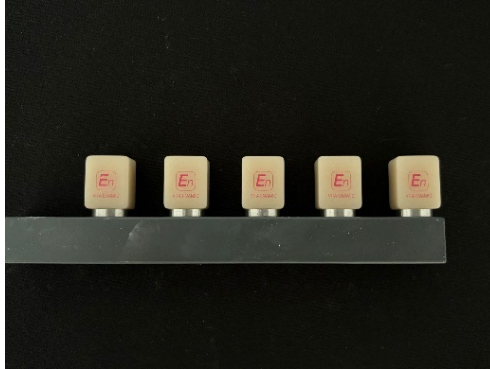
Şekil 3.1. Dentin örneklerinin silikon kalıplara gömülmesi

3.1.2. PICN Örneklerin Hazırlanması

Vita Enamic bloklardan (Şekil 3.3) Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi laboratuvarında tek bir uygulayıcı tarafından 2 mm kalınlığında kesitler elde edildi (Şekil 3.2). Sonrasında kesitler kare şeklinde 5,5x5,5 mm²'lik toplam 84 adet örnek hazırlanacak şekilde bölündü (Şekil 3.4, Şekil 3.5).



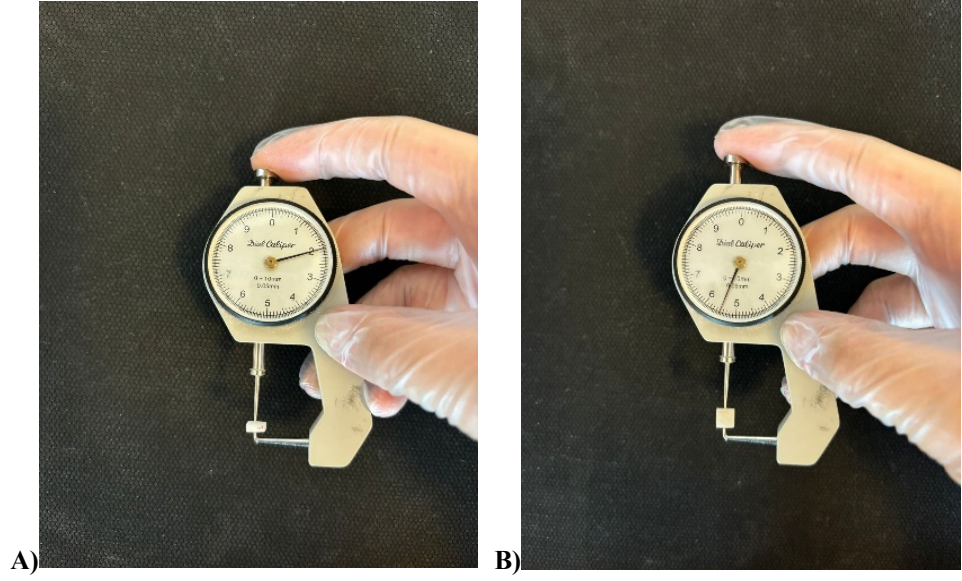
Şekil 3.2. Hassas kesim cihazı



Şekil 3.3. Vita Enamic bloklar



Şekil 3.4. PICN örnekler



Şekil 3.5. PICN örneklerin boyutları

A) PICN örneğin kalınlığı, **B)** PICN örneğin uzunluğu

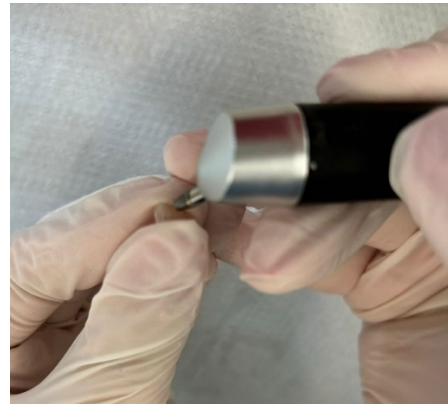
3.1.2.1. PICN Örneklerle Tribokimyasal Silika Kaplama İşleminin Uygulanması

Çalışmanın bu bölümünde hazırlanan PICN örneklerin simantasyon yüzeyine, tek bir uygulayıcı tarafından 30 μm 'lik silika ile modifiye edilmiş alüminyum oksit (Al_2O_3) kumu (CoJet Sand, 3M ESPE, Almanya) kullanılarak tribokimyasal silika kaplama işlemi uygulandı.

Bu yüzey işlemi ağız içi kumlama cihazı (Microblaster, Bilbao, İspanya) kullanılarak, 2 bar basınç altında örnek yüzeyi ile arasındaki mesafe 10 mm olacak şekilde 10 saniye boyunca uygulandı (Şekil 3.6, Şekil 3.7).



Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan CoJet kumu



Şekil 3.7. PICN örneklere CoJet uygulanması

3.2. Test Gruplarının Oluşturulması

Hazırlanan PICN örnekler ve kullanılan simanlar son kullanım tarihlerine göre rastgele her bir grupta 14 örnek olacak şekilde 6 eşit gruba bölündü. Çalışmadaki gruplar Tablo 3.3'te özetlenmiştir.

Tablo 3.3. Çalışma gruplarının hazırlanması

Gruplar	Kullanılan Siman Tarihi	Seramik Yüzey İşlemi
HF1,5	Son kullanım tarihi 1,5 yıl geçmiş siman	HF asit
TS1,5	Son kullanım tarihi 1,5 yıl geçmiş siman	Tribokimyasal silika kaplama
HF1	Son kullanım tarihi 1 yıl geçmiş siman	HF asit
TS1	Son kullanım tarihi 1 yıl geçmiş siman	Tribokimyasal silika kaplama
HF0	Son kullanım tarihi geçmemiş siman	HF asit
TS0	Son kullanım tarihi geçmemiş siman	Tribokimyasal silika kaplama

3.3. Örneklerin Simantasyonu

Tribokimyasal silika kaplama uygulanmayan PICN örneklerin her birinin yüzeyine tek bir uygulayıcı tarafından %9'luk hidroflorik asit (HF) (Porcelain Etch, Ultradent Products, ABD) 60 saniye süreyle uygulandı. Ardından 20 sn boyunca hava-su spreyi ile asit kalıntıları tamamen temizlenecek şekilde yıkandı ve yüzeyler kurutuldu (Şekil 3.8).

Ardından son kullanım tarihi geçmemiş silan ajanı Monobond Plus (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) 60 saniye boyunca uygulandı ve üzerindeki parlak görüntü kaybolana kadar hava-su spreyi kullanılarak kurutuldu (Şekil 3.9).



Şekil 3.8. Kullanılan hidroflorik asit



Şekil 3.9. Simantasyonda kullanılan silan ajanı

Okluzal yüzey preparasyonu hazırlanan diş yüzeylerine son kullanım tarihi geçmemiş self-etch adeziv ajanı Tokuyama Bond Force II (Tokuyama Dental, Japan) tek bir uygulayıcı tarafından mikrofırça yardımıyla 20 sn süreyle uygulandı, parlak ve hareketsiz bir film tabakası oluşana kadar basınçlı hava ile dağıtıldı. Ardından gücü 1.200 mW/cm^2 olan light emitting diode (LED) 3M ESPE Elipar™ S10 (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ışık kaynağı ile polimerize edildi (Şekil 3.10).



A)



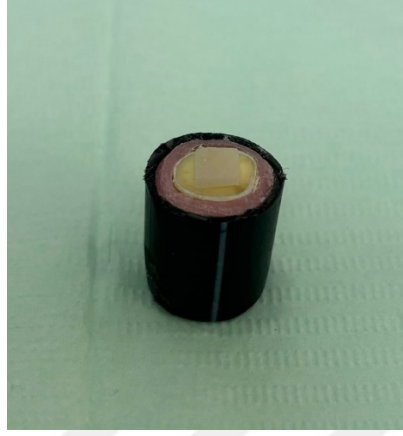
B)

Şekil 3.10. Simantasyonda kullanılan self-etch adeziv ve kullanılan ışık kaynağı

A) Self-etch adeziv, **B)** Kullanılan ışık cihazı

Son kullanım tarihleri farklı olan üç farklı RelyX U200 Automix (3M ESPE, ABD) self adeziv rezin siman, belirlenen gruplara göre PICN örneklerin dentine bağlanacak yüzeylerine tek bir uygulayıcı tarafından uygulandı ve diş yüzeyine yerleştirildi (Şekil 3.11). Restorasyon üzerine aynı uygulayıcı tarafından parmak basıncı uygulandı. Fazlalıklar 2 sn gibi kısa bir süre ışıklama yapıldıktan sonra sond ile temizlendi.

Tüm yüzeyler 40 sn boyunca, ışık gücü 1.200 mW/cm^2 olan light emitting diode (LED) 3M ESPE Elipar™ S10 (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ışık kaynağı ile polimerize edildi.



Şekil 3.11. Simantasyonu yapılan örnekler

Self adeziv dual-cure simanların polimerizasyonunun tamamlanması için gereken süre üretici firma talimatları doğrultusunda 24 saat olarak belirlendi ve bu süre boyunca örnekler distile suda bekletildi.

3.4. Termal Siklus ile Yapay Yaşlandırma

Klinik kullanımına en yakın şartları elde etmek amacıyla aynı anda tüm örneklerle aynı anda termal siklus ile yapay yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Yapay yaşlandırma işlemi, Akdeniz Üniversitesi Malzeme Bilimi ve Mühendisliği laboratuvarında gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. Termal siklus işleminin uygulandığı düzenek

Termal siklus ile yapay yaşılandırma işlemi, ISO 11405'te tavsiye edilen yöntemle göre; bir siklus 5°C ve 55°C (± 3,5°C) distile su bulunan banyolarda 25 sn bekleme ve iki sıcaklık arası 10 sn bekleme süresi olacak şekilde toplam 10.000 termal siklus uygulanarak gerçekleştirilmiştir. 10.000 termal siklusun, kliniksel olarak yaklaşık 1 yıllık kullanıma eş değer olduğu varsayılmaktadır (146).

3.5. Makaslama Bağlanma Dayanımı Ölçümü

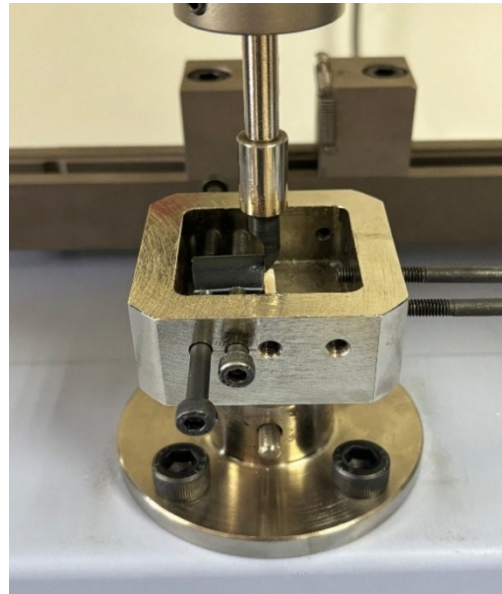
Çalışmada, makaslama testi için Universal Test Cihazı (Shimadzu Universal Test Machine, Kyoto, Japonya) kullanılmıştır (Şekil 3.13). 84 adet örneğin tamamı sırayla test cihazına yerleştirilmiş ve sonrasında cihazın örnek boyutlarına uygun bıçak yüzeyi, diş örneği ve polimer infiltre seramik ağ materyali arasındaki bağlantı yüzeyine paralel olacak şekilde konumlandırılmıştır (Şekil 3.14). Örnekler 0.5 mm/dk yükleme hızıyla bağlanmada kopma meydana gelene kadar kuvvet uygulanmıştır. Diş yüzeyi ile polimer infiltre seramik ağ materyali arasındaki bağlanmada kopma meydana geldiği anda test cihazına bağlı olan bilgisayar, kırılma anındaki kuvveti Newton (N) cinsinden kaydetmiştir. Elde edilen kuvvet değerleri, aşağıdaki formül kullanılarak megapaskal (MPa) cinsine çevrilmiştir:

$$\sigma = P/A$$

σ : Makaslama değeri (MPa), P: Kopma anındaki kuvvet N (Newton), A: Bağlantı alanı (mm²)



Şekil 3.13. Universal test cihazı



Şekil 3.14. Cihaza yerleştirilen örnek

3.6. Bağlantı Testi Sonrası Oluşan Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Makaslama testi sonrası materyal ve rezin siman arasında meydana gelen başarısızlık tiplerini sınıflandırmak için her örneğin kopma yüzeyleri, Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Endodonti Anabilim Dalında bulunan stereomikroskop (Zeiss, Jena, Almanya) ile x20 büyütmede incelenmiştir (şekil 3.15).



şekil 3.15. Kırılma analizlerinin geręekleřtirildięi stereomikroskop ve bilgisayar düzeneği

Kırılma tipleri dentin ve seramik yüzeyler için ayrı ayrı değerlendirildi. Adeziv kırılmalar Tip 1, koheziv kırılmalar Tip 2 ve karışık kırılmalar Tip 3 olarak sınıflandırıldı (156).

Dentin yüzeyi için:

Tip 1: Seramik ya da rezin simanın gözlenmediği temiz bir dentin yüzeyi görüntüsü olan adeziv kırılma tipidir.

Tip 2: Seramiğin dentinden tamamen ayrıldığı ancak dentinde kırık, çatlak ya da kopmaların görüldüğü tipler koheziv kırılma tipidir.

Seramik yüzeyleri için:

Tip 1: Seramik yüzeyinde rezin simanın görölmediği ve seramiğin temiz bir şekilde koptuğu kırılmalar adeziv kırılma tipidir.

Tip 2: Seramiğin kırılıp dentinden ayrıldığı tipler koheziv kırılma tipidir.

Hem seramik hem dentin yüzeyleri için:

Tip 3: Dentin ve seramik yüzeyinde rezin simanın görüldüğü kırılmalar karışık tip kırılma tipidir.

3.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Yüzey Analizi

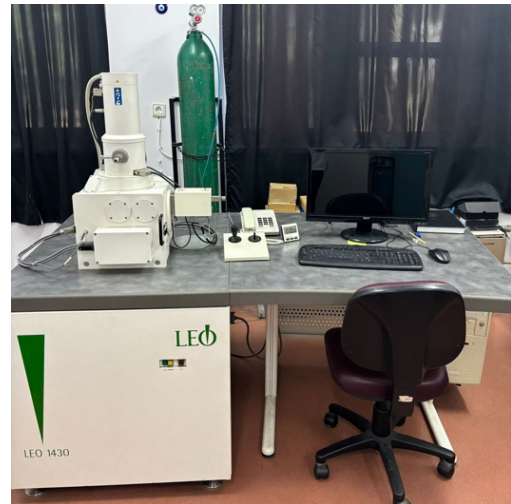
SEM analizi için HF asit ile pürüzlendirilmiş ve tribokimyasal silika kaplama yapılmış PICN örneklerinden birer adet olacak şekilde toplam iki adet PICN materyali örnek yüzey incelemeleri için hazırlandı.

Farklı yöntemlerle yüzey işlemi uygulanan örneklerin yüzey topografisine ilişkin analizler, Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Ana Bilim Dalı laboratuvarında bulunan SEM cihazı (ZEISS LEO 1430, CARL ZEISS, Oberkochen, Almanya) kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 3.17).

Örnek yüzeylerinin incelenmesinden önce vakum altında çalışan altın-paladyum kaplama cihazı (Polaron SC 7620 Sputter Coater, VG Microtech, East Sussex, İngiltere) ile altın-paladyum film tabakasıyla kaplama yapıldı (Şekil 3.16). Yüzey morfolojisini değerlendirmek için örneklerden $\times 1000$, $\times 2000$, $\times 3000$ ve $\times 5000$ büyütmelerde görüntüler elde edildi.



Şekil 3.16. Altın-paladyum kaplama cihazı



Şekil 3.17. SEM cihazı

3.8. İstatistiksel Değerlendirme

Bu tez çalışmasında elde edilen veriler Minitab 14 (LLC, ABD) programı ile analiz edildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile incelenmiştir. Seramik yüzey işlemi ve son kullanım tarihi etkisi normal dağılıma uyduğu için bağlanma dayanımının MPa cinsinden değerleri İki Yönlü Varyans Analizi ile karşılaştırıldı ve çoklu karşılaştırmalar Tukey testi ile yapıldı, kırık tiplerinin değerlendirilmesinde ise Ki-kare testi kullanıldı.

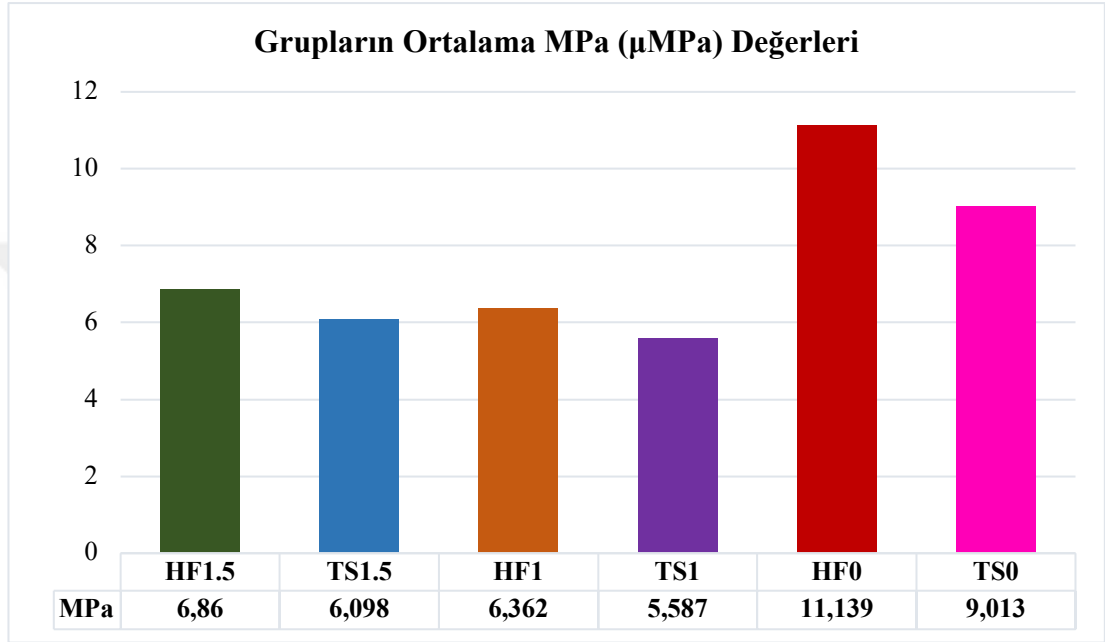
Yapılan analiz sonucuna göre $p < 0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu göstermektedir.



4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Bulguları

PICN materyali yüzeyine yapılan farklı işlemler ve simantasyonda kullanılan son kullanım tarihi farklı simanlardan oluşturulan gruplara göre ortalama makaslama (μMPa) değerleri Şekil 4.1’de verilmiştir.



Şekil 4.1. Gruplara göre ortalama makaslama bağlanma dayanımı (μMPa) değerleri

Gruplara ait ortalama makaslama bağlanma (μMPa) değerleri karşılaştırıldığında, en yüksek bağlanma dayanımı değerini PICN materyal yüzeyinin HF asitle pürüzlendirildiği ve son kullanım tarihi geçmemiş simanın kullanıldığı HF0 (11,13 MPa) gösterdi. En düşük bağlanma dayanımı değerini ise PICN materyal yüzeyinin tribokimyasal silika ile kaplandığı ve son kullanım tarihi 1 yıl geçmiş simanın kullanıldığı TS1 (5,58 MPa) gösterdi. (Şekil 4.1).

PICN materyal yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemleri ana etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,003$). Tüm gruplara bakıldığında HF asitle pürüzlendirme işleminde ortalama MPa değeri 8,12 iken tribokimyasal silika kaplama işleminde ortalama MPa değeri 6,89 olarak bulgulandı. Kullanılan simandan bağımsız olarak HF asitle pürüzlendirme işlemi, tribokimyasal silika kaplama işleminden anlamlı olarak ($p=0,003$) daha yüksek bağlanma değerleri gösterdi (Tablo 4.1).

Son kullanım tarihi ana etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,001$). Tüm grupların toplam etkisine bakıldığında; son kullanım tarihi 1,5 yıl geçmiş olan simanın bağlanma dayanımı ortalama 6,47 MPa, son kullanım tarihi 1 yıl geçmiş simanın bağlanma dayanımı ortalama 5,97 MPa iken son kullanım tarihi geçmemiş simanın bağlanma dayanımı ortalama 10,07 MPa olarak bulgulandı.

Yapılan yüzey işlemlerinden bağımsız olarak, son kullanım tarihi geçmemiş olan simanın kullanım tarihi geçmiş olan simanlara göre bağlanma dayanımı istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir ($p<0,001$). Son kullanım tarihi 1 yıl ve 1,5 yıl geçmiş simanlar arasında, bağlanma dayanımı açısından anlamlı bir fark gözlenmedi ($p<0,05$) (Tablo 4.1).

Bağlanma dayanımı üzerinde, yüzey işlemi ve kullanılan simanın son kullanım tarihi toplam etkisinin ise istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulgulanmadı ($p=0,281$) (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Yüzey işlemi ve tarihe göre MPa değerlerinin karşılaştırılması

	F	p	KEK
PICN Materyali Yüzey İşlemi	9,4	0,003	0,108
Kullanılan Siman Tarihi	42,08	<0,001	0,519
Yüzey İşlemi*Kullanılan Siman Tarihi	1,29	0,281	0,032

F: İki Yönlü Varyans Analizi Test İstatistiği; KEK: Kısmi Eta Kare; $R^2= \%55,21$

Tüm değişkenlerin karşılaştırılması Tablo 4.2’de belirtilmiştir. Tabloda aynı harflerle belirtilen bulgular arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulgulanmamışken ($p>0,05$), farklı harflerle belirtilen bulgular arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulgulanmıştır ($p<0,05$).

Tablo 4.2. Yüzey işlemi ve son kullanım tarihine göre μMPa değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Kullanılan Siman Tarihi	PICN Materyali Yüzey İşlemi		Toplam
	HF Asit	Tribokimyasal silika kaplama	
Son kullanım tarihi 1,5 yıl geçmiş siman	$6,86 \pm 1,206^{bB}$	$6,098 \pm 1,954^{bA}$	$6,479 \pm 1,64^b$
Son kullanım tarihi 1 yıl geçmiş siman	$6,362 \pm 2,739^{bB}$	$5,587 \pm 1,358^{bA}$	$5,975 \pm 2,158^b$
Son kullanım tarihi geçmemiş siman	$11,139 \pm 1,725^{aB}$	$9,013 \pm 1,542^{aA}$	$10,076 \pm 1,936^a$
Toplam	$8,12 \pm 2,915^B$	$6,899 \pm 2,21^A$	$7,51 \pm 2,643$

Ortalama $\pm$ standart sapma; a-b (satırlar arası), A-B (sütunlar arası): Aynı harfe sahip ana etkiler arasında bir fark yoktur.

Son kullanım tarihi 1,5 yıl geçmiş simanın kullanıldığı, PICN materyal yüzeyinin HF asitle pürüzlendirildiği HF1,5 ve PICN materyal yüzeyinin tribokimyasal silika ile kaplandığı TS1,5 arasında μMPa değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır ($p<0,05$). HF1,5’e ait μMPa değeri (6,86), TS1,5’e ait μMPa değerinden (6,09) anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Son kullanım tarihi 1,5 yıl geçmiş simanın kullanıldığı HF1,5 ve TS1,5’in μMPa değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve çoklu karşılaştırma sonuçları

PICN Materyali Yüzey İşlemi	Kullanılan Siman Tarihi		
	Son kullanım tarihi 1,5 yıl geçmiş siman	n	p
HF Asit	$6,86 \pm 1,206$	14	<0,05
Tribokimyasal Silika Kaplama	$6,098 \pm 1,954$	14	

Son kullanım tarihi 1 yıl geçmiş simanın kullanıldığı, PICN materyal yüzeyinin HF asitle pürüzlendirildiği HF1 ve PICN materyal yüzeyinin tribokimyasal silika ile kaplandığı TS1 arasında μMPa değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır ($p<0,05$). HF1'e ait μMPa değeri (6,36), TS1'e ait μMPa değerinden (5,58) anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Son kullanım tarihi 1 yıl geçmiş simanın kullanıldığı HF1 ve TS1'in μMPa değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve çoklu karşılaştırma sonuçları

PICN Materyali Yüzey İşlemi	Kullanılan Siman Tarihi		
	Son kullanım tarihi 1 yıl geçmiş siman	n	p
HF Asit	$6,362 \pm 2,739$	14	<0,05
Tribokimyasal Silika Kaplama	$5,587 \pm 1,358$	14	

Son kullanım tarihi geçmemiş simanın kullanıldığı, PICN materyal yüzeyinin HF asitle pürüzlendirildiği HF0 ve PICN materyal yüzeyinin tribokimyasal silika ile kaplandığı TS0 arasında μMPa değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır ($p<0,05$). HF0'a ait μMPa değeri (11,13), TS0'a ait μMPa değerinden (9,01) anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. Son kullanım tarihi geçmemiş simanın kullanıldığı HF0 ve TS0'ın μMPa değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve çoklu karşılaştırma sonuçları

PICN Materyali Yüzey İşlemi	Kullanılan Siman Tarihi		
	Son kullanım tarihi geçmemiş siman	n	p
HF Asit	$11,139 \pm 1,725$	14	<0,05
Tribokimyasal Silika Kaplama	$9,013 \pm 1,542$	14	

HF asitle pürüzlendirilen PICN materyalinin, son kullanım tarihi 1,5 yıl geçmiş simanla simante edildiği HF1,5 ve son kullanım tarihi 1 yıl geçmiş simanla simante edildiği HF1 arasında μMPa değerleri açısından istatistiksel anlamda bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Son kullanım tarihi geçmemiş simanla simante edilen HF0'ın μMPa değerleri bu gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$) (Tablo 4.6).

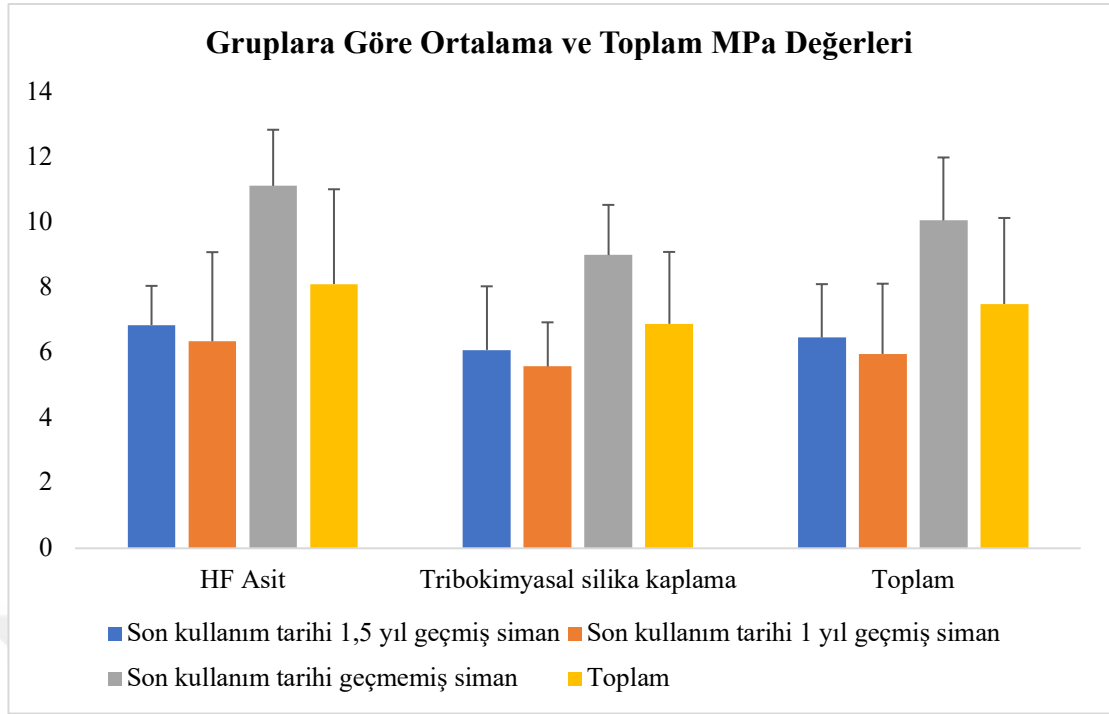
Tablo 4.6. HF asitle pürüzlendirilen PICN materyalinin kullanıldığı HF1,5, HF1 ve HF0'ın μMPa değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Kullanılan Siman Tarihi	PICN Materyali Yüzey İşlemi		
	HF Asit	n	p
Son kullanım Tarihi 1,5 Yıl Geçmiş Siman	$6,86 \pm 1,206$	14	>0,05
Son kullanım Tarihi 1 Yıl Geçmiş Siman	$6,362 \pm 2,739$	14	
Son kullanım Tarihi Geçmemiş Siman	$11,139 \pm 1,725$	14	<0,05

Tribokimyasal silika ile kaplanan PICN materyalinin, son kullanım tarihi 1,5 yıl geçmiş simanla simante edildiği TS1,5 ve son kullanım tarihi 1 yıl geçmiş simanla simante edildiği TS1 arasında μMPa değerleri açısından istatistiksel anlamda bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Son kullanım tarihi geçmemiş simanla simante edilen TS0'ın μMPa değerleri bu gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$) (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Tribokimyasal silika ile kaplanan PICN materyalinin kullanıldığı TS1,5, TS1 ve TS0'ın μMPa değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Kullanılan Siman Tarihi	PICN Materyali Yüzey İşlemi		
	Tribokimyasal Silika Kaplama	n	p
Son kullanım Tarihi 1,5 Yıl Geçmiş Siman	$6,098 \pm 1,954$	14	>0,05
Son kullanım Tarihi 1 Yıl Geçmiş Siman	$5,587 \pm 1,358$	14	
Son kullanım Tarihi Geçmemiş Siman	$9,013 \pm 1,542$	14	<0,05



Şekil 4.2. Yüzey işlemi ve son kullanım tarihine göre gruplara göre ortalama ve toplam MPa değerleri

4.2. Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Makaslama testleri sonrası örnekler stereomikroskopta (Zeiss, Jena, Almanya) x20 büyütmede incelendi ve kırılma tipleri analiz edildi. Kırık yüzeyleri seramik ve dentinde ayrı ayrı adeziv, koheziv ve karışık olmak üzere kaydedildi (156).

Tablo 4.8. Kırılma tiplerinin sayısal ve yüzdeli dağılımı

KIRIK TİPLERİ					
	Seramikte Koheziv	Seramikte Adeziv	Karışık	Dentinde Koheziv	Toplam
HF1,5	-	%71,43 (10)	%28,57 (4)	-	n=14
TS1,5	-	%78,57 (11)	%21,43 (3)	-	n=14
HF1	-	%57,14 (8)	%42,86 (6)	-	n=14
TS1	%7,14 (1)	%71,43 (10)	%21,43 (3)	-	n=14
HF0	%21,43 (3)	%50 (7)	%28,57 (4)	-	n=14
TS0	%21,43 (3)	%42,86 (6)	%35,71 (5)	-	n=14

Son kullanım tarihi 1,5 yıl geçmiş dual-cure rezin simanın kullanıldığı ve PICN materyal yüzeyinin HF asitle pürüzlendirildiği HF1,5’de %71,43 adeziv kırık, %28,57 karışık tipte kırık izlenmektedir.

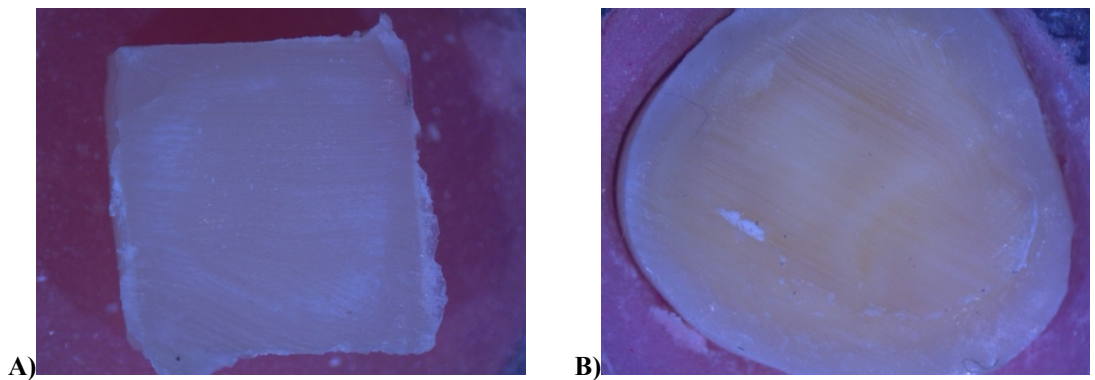
Son kullanım tarihi 1,5 yıl geçmiş dual-cure rezin simanın kullanıldığı ve PICN materyal yüzeyine tribokimyasal silika kaplama uygulanan TS1,5’de %78,57 adeziv kırık, %21,43 karışık tipte kırık izlenmektedir.

Son kullanım tarihi 1 yıl geçmiş dual-cure rezin simanın kullanıldığı ve PICN materyal yüzeyinin HF asitle pürüzlendirildiği HF1’de %57,14 adeziv kırık, %42,86 karışık tipte kırık izlenmektedir.

Son kullanım tarihi 1 yıl geçmiş dual-cure rezin simanın kullanıldığı ve PICN materyal yüzeyine tribokimyasal silika kaplama uygulanan TS1’de %71,43 adeziv kırık, %7,14 koheziv kırık ve %21,43 karışık tipte kırık izlenmektedir.

Son kullanım tarihi geçmemiş dual-cure rezin simanın kullanıldığı ve PICN materyal yüzeyinin HF asitle pürüzlendirildiği HF0’da %50 adeziv kırık, %21,43 koheziv kırık ve %28,57 karışık tipte kırık izlenmektedir.

Son kullanım tarihi geçmemiş dual-cure rezin simanın kullanıldığı ve PICN materyal yüzeyine tribokimyasal silika kaplama uygulanan TS0’da %42,86 adeziv kırık, %21,43 koheziv kırık ve %35,71 karışık tipte kırık izlenmektedir.

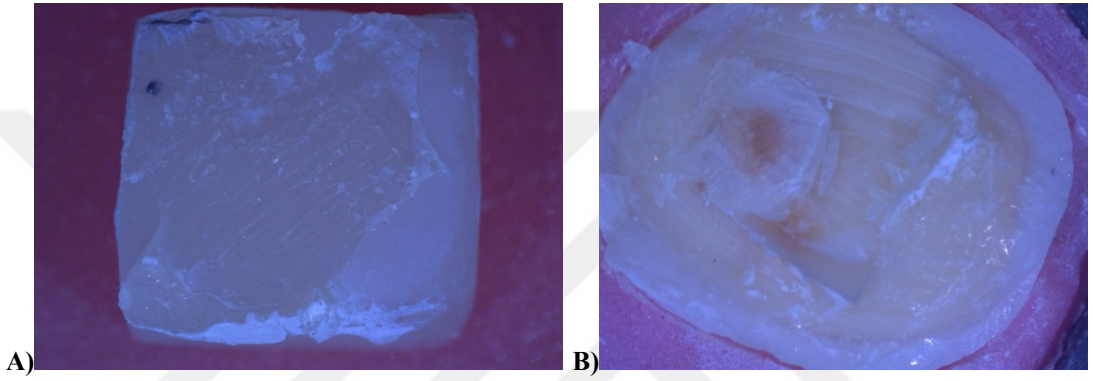


Şekil 4.3. Seramikte adeziv tipte kırığın seramik ve dentin yüzey görüntüsü

A) Seramikte adeziv tipte kırığın seramik yüzey görüntüsü, **B)** Seramikte adeziv tipte kırığın dentin yüzey görüntüsü

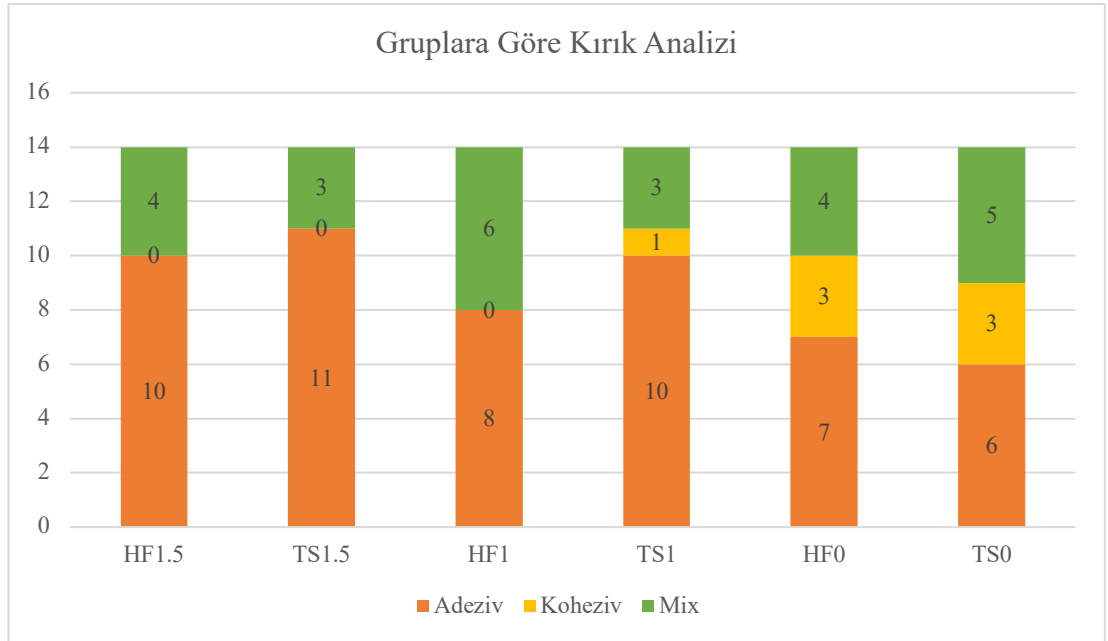


Şekil 4.4. Seramikte koheziv tipte kırığın seramik yüzey görüntüsü



Şekil 4.5. Karışık tipte kırığın seramik ve dentin yüzey görüntüsü

A) Karışık tipte kırığın seramik yüzey görüntüsü, **B)** Karışık tipte görüntünün dentin yüzey görüntüsü

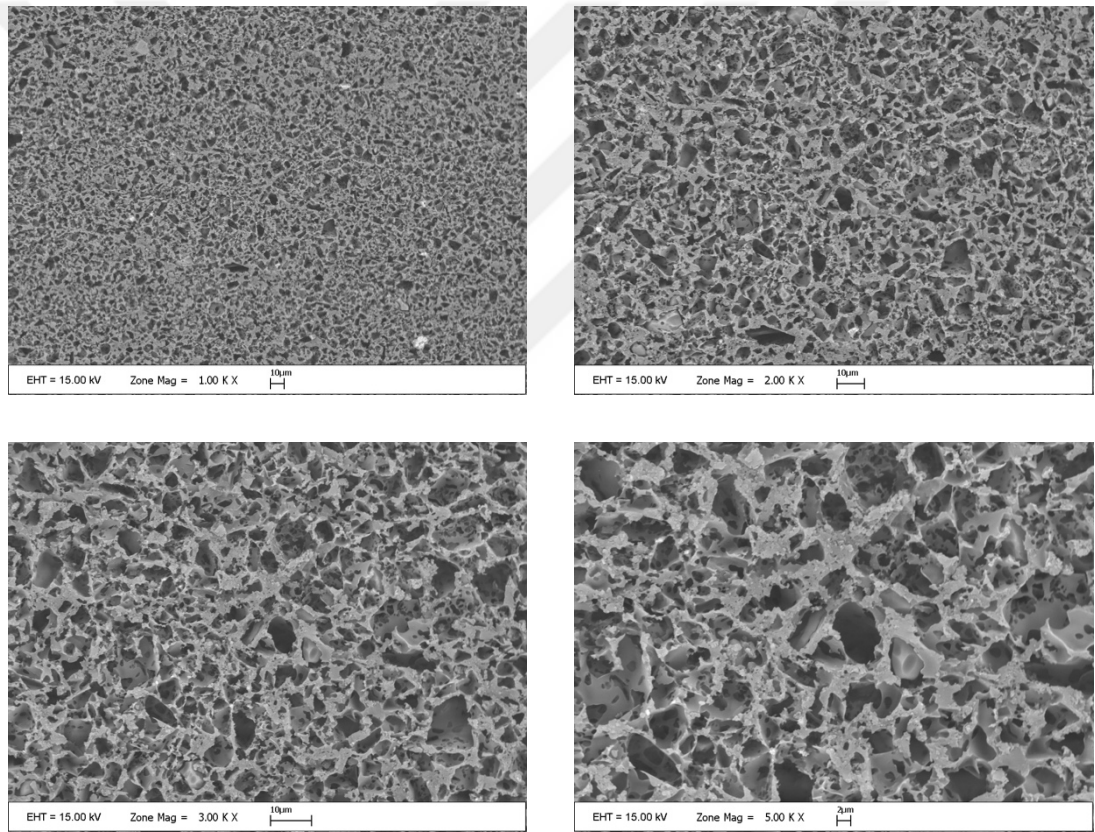


Şekil 4.6. Grupların kırılma tiplerine göre dağılımı

Makaslama testi sonrasında en fazla oranda adeziv tipte kırık ve karışık tipte kırık izlenirken bunu seramikte koheziv tipte kırık izlemiştir. Hiçbir grupta dentinde koheziv kırık gözlenmemiştir. Seramikte koheziv tipte kırığa sadece 7 örnekte rastlanmıştır.

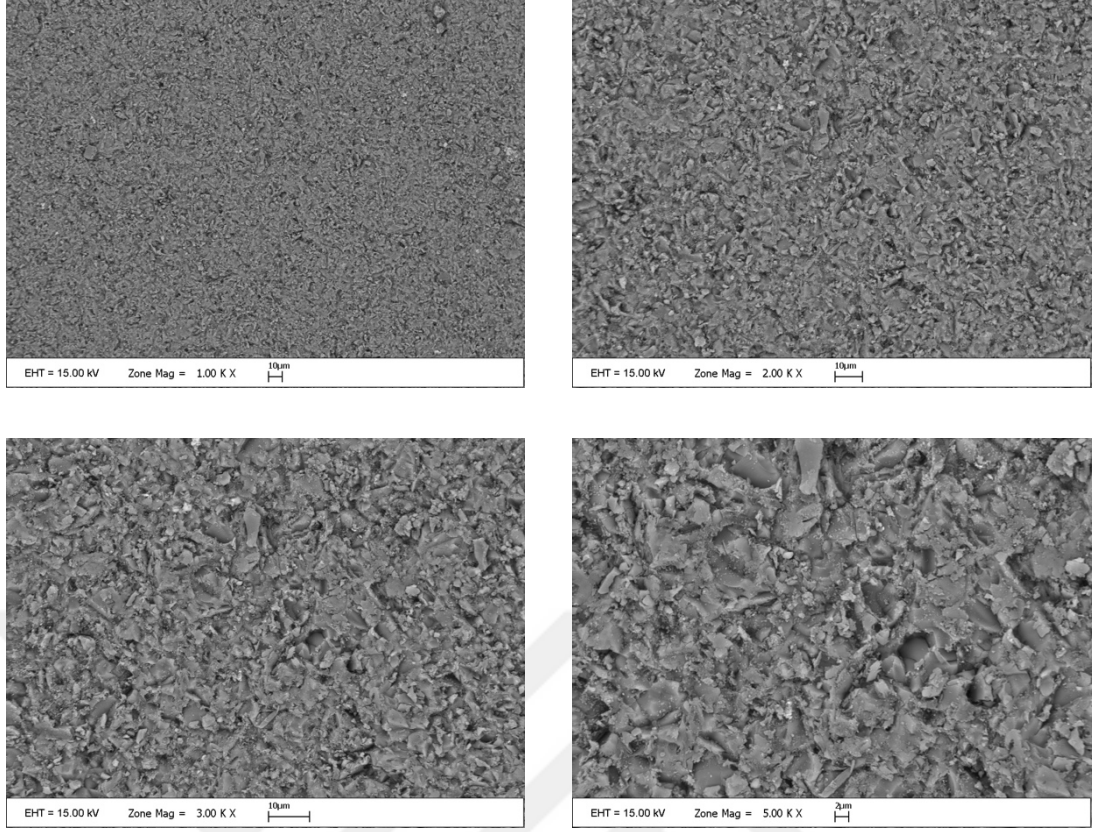
4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesi Bulguları

Yüzey işlemleri uygulanmış PICN örnekler, SEM analizi ile x1000, x2000, x3000 ve x5000 büyütme altında incelenerek farklı yüzey topografileri değerlendirilmiştir. HF asitle pürüzlendirilen ve tribokimyasal silika ile kaplanan PICN materyallerinden birer örnek üzerinde detaylı inceleme yapılmıştır. Çalışmada yer alan PICN materyaline ait taramalı elektron mikroskobu görüntüleri Şekil 4.9 ve Şekil 4.10'da gösterilmiştir.



Şekil 4.7. HF asitle pürüzlendirilen PICN materyal yüzeyinin x1000, x2000, x3000 ve x5000 büyütme altında taramalı elektron mikroskobu (SEM) incelemesi görüntüleri

HF asitle pürüzlendirilen PICN materyali yüzeyinde rastgele dağılmış ve düzensiz oluşmuş mikroporlar gözlenebilmektedir. Oluşan mikroporların boyutları farklılık göstermektedir ve kesinliği olmamakla birlikte polimer ile seramik yapı arasındaki zayıf bölgelerde daha belirgin olabilir.



Şekil 4.8. Tribokimyasal silika ile kaplanan PICN materyal yüzeyinin x1000, x2000, x3000 ve x5000 büyütme altında taramalı elektron mikroskobu (SEM) incelemesi görüntüleri

Tribokimyasal silika ile kaplanan PICN materyali yüzeyinde, HF asitle pürüzlendirilen seramik yüzeyine kıyasla daha düzensiz ve derin çukurcuklar gözlenmiştir. Yüzeyde oluşan mikro çukurlar homojen olmayan derinliklere sahiptir.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, son kullanım tarihleri farklı olan dual-cure rezin simanların, farklı yüzey işlemleri uygulanmış bir polimer infiltre seramik ağ materyal ile dentin arasındaki makaslama bağlanma dayanımına etkisinin, termal siklus ile yapay yaşlandırma sonrası *in vitro* ortamda incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmanın bulguları, farklı yüzey işlemleri ve rezin simanların son kullanım tarihlerinin, makaslama bağlanma testi sonuçları üzerinde farklı etkilere sahip olduğunu göstermiştir. Elde edilen sonuçlara göre, çalışmanın “farklı son kullanım tarihlerine sahip dual-cure rezin simanlar, tribokimyasal silika uygulanmış veya hidroflorik asitle pürüzlendirilmiş polimer infiltre seramik ağ materyalin dentin yüzeyine bağlanmasında anlamlı bir fark oluşturacaktır” şeklindeki hipotezi kabul edilmiştir.

Dental materyallerdeki gelişmelerle birlikte artan materyal seçenekleri ve hastaların artan talebi, diş hekimlerine daha yüksek kalitede ve estetik restorasyonlar üretebilme olanağı sağlamıştır (157). Metal destekli restorasyonlarda ilerleyen dönemlerde korozyon gözlenmesi, ışık geçirgenliğinin düşük seviyede olması ve kenar uyumu sağlamada yaşanan zorluklar nedeniyle bu restorasyonların yerine daha iyi görünüm sağlayan materyallere ihtiyaç duyulmuştur (158). Tam seramik restorasyonlar, metal destekli seramiklere kıyasla daha biyouyumlu olmaları, yüksek kırılma direnci, üstün estetik ve optik özelliklere sahip olmaları nedeniyle zamanla daha çok tercih edilmeye başlanmıştır. Öte yandan bu malzemelerin en büyük dezavantajları arasında karşıt çenedeki dişlerde aşınmaya neden olmaları, kırılmalıkları, çekme kuvvetleri karşısında yeterli dayanıklılığa sahip olmamaları ve maliyetlerinin yüksek olması sayılabilir. Çiğneme kuvvetlerine karşı sergilediği mekanik davranışlar nedeniyle özellikle arka bölgede kullanılan restorasyonlarda kırılmalar gözlenebilmektedir (159). Bu durum, sabit protetik restorasyonlarda yeni bir materyal kullanım ihtiyacını doğurmuştur.

CAD/CAM sistemlerinde tarayıcılarla toplanan veriler, bilgisayar yazılımları aracılığıyla üç boyutlu olarak tasarlanır. Üretimin hızlı bir şekilde gerçekleşmesi, klinik seans sayısının az olması ve laboratuvar hatalarının en aza indirgenmesi nedeniyle bu sistemler popüler olarak kullanılmaktadır (160).

Bu sistemler ile üretilen restorasyonların sağ kalım süreleri da laboratuvarda üretilenlere göre daha uzun bulunmuştur. Pallesen ve ark.'larının (161) CAD/CAM sistemlerini kullanarak ürettikleri 32 adet inlay restorasyon, 8 yıllık takipli bir çalışma sonucu %90,6 oranında başarılı bulunmuştur. Otto ve ark. (162) ise CAD/CAM bloklarıyla ürettikleri 187 restorasyonun 17 yıllık takip süresi sonunda ağızda kalım oranlarını %88,7 olarak belirtmişlerdir. Gelişen teknolojiyle birlikte daha güncel materyallerden olan ve daha homojen materyal kullanım olanağı nedeniyle bu tez çalışmasında CAD/CAM sistemi ile işlenebilen malzemeler kullanılmıştır.

CAD/CAM sistemlerinde tek tip malzeme kalitesi standardize hale gelmiştir. Restorasyonların tekrarlanabilmesi ve üretim maliyetlerinde azalma gibi gelişmeler hızlanmış; tam seramik restorasyonlarla birlikte CAD/CAM sistemleri ile işlenebilir farklı mekanik ve optik özellikleri olan materyaller geliştirilmiştir. Hastalar, genellikle estetik nedenlere bağlı olarak metal içeren restorasyonları reddedebilir. Bu durumda, daha üstün estetik özelliklere sahip seramik veya kompozit materyaller iyi bir seçenek olabilir. Literatürde bu malzemelerin fizikomekanik özelliklerini araştıran çalışmalar mevcuttur (102,163).

Seramikler doğal diş görünümüne sahip olmaları, biyouyumlulukları, yüksek aşınma dirençleri ve düşük termal iletkenlikleri nedeniyle geniş bir klinik uygulama alanına sahiptir. Düşük çekme dirençleri, yüksek kırılma ve karşıt dişte aşınmaya neden olmaları öne çıkan dezavantajlarıdır (163). İlk üretilen seramikler feldpatik seramikler olup, yeterli dayanıklılığa sahip olmadığından kırılma problemleri ile karşılaştırılmıştır. Bu yüzden yapıyı güçlendirmek için içerisine lösit ve lityum disilikat ilave edilmiştir (164). Bir diğer yöntem olarak seramiklere zirkonya ve alümina gibi yüksek dayanıklılığa sahip materyaller eklenmesi ile kullanılmıştır. Ancak bu materyallerin elastisite modülü dentininkinden fazla olduğu için karşıt dişlerde neden olduğu aşınma miktarı da fazla olmaktadır.

Tüm bu problemlere karşı çözüm olarak daha esnek materyaller düşünülmüş ve kompozit restorasyonlar denenmiştir. Kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi, aşınmaya karşı dirençlerinin düşük olması ve mikrosızıntıya neden olmaları gibi dezavantajları mevcuttur. Dolayısıyla kompozitler beklenen özellikleri karşılamamıştır (165).

Vanoorbeek ve ark. (166) yaptıkları 3 yıllık klinik takipli bir çalışmada, indirekt rezin bazlı kompozit restorasyonların, tam seramik restorasyonlara göre daha kötü estetik ve aşınmaya karşı direnç özelliklerine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Seramik ve rezin kompozit materyallerinin kullanım performanslarını iyileştirmek için bu iki malzeme, bir üretici tarafından 'Hibrit Seramik' adı altında tek bir materyalde birleştirilmiştir (34). Bu materyaller yüksek oranda seramik parçacıklarıyla doldurulmuş organik matrikse sahip malzemelerdir. Bu materyaller organik fazın (polimer) varlığından bağımsız olarak, ağırlıkça %50'den fazla oranda inorganik ve ısıya bağımlı bileşiklerden oluşur. Resin matriks hibrit seramikler, geleneksel seramiklerle kıyaslandığında elastisite modülü dentine daha yakın değerlere sahip olan, işlenebilirliği ve cam matriks seramiklere göre restorasyon uyumu daha üstün olan materyallerdir. Bu olumlu özelliklerine ek olarak kompozit materyaller ile tamir edilebilme özelliğine sahiptirler (34).

Resin bazlı seramiklerin içeriğinin yarısından fazlası inorganik bileşikler olduğundan restorasyonun kliniksel başarısı, malzemenin fiziksel ve kimyasal özelliklerinden etkilenmektedir (167). Aynı zamanda materyali oluşturan parçacıkların nano boyutları bağlanmanın gücünü, performansını ve uzun ömürlülüğünü etkilemektedir (168). Lawson ve ark. (169) yaptıkları bir araştırmada, resin nanoseramiklerin (RNS) ve polimer infiltre seramik ağ (PICN) hibrit malzemelerin cam seramiklerden daha düşük bükülme direncine, daha düşük elastisite modülüne ve sertliğe sahip olduklarını bildirmişlerdir. Bu özellikler doğrultusunda RNS ve PICN materyalleri cam seramiklerden daha fazla aşınma göstermiş, karşıt diş mine yüzeyinde ise daha az aşınmaya neden olmuşlardır.

Coldea ve ark. (4) hibrit seramiklerin daha düşük seramik oranı, daha düşük elastik modülü ve sertlik özelliklerine sahip olduğunu; yüksek eğilme mukavemeti ve yüksek kırılma dayanımı sergilediği sonucuna varmışlardır. Awada ve ark. (86) yaptıkları bir araştırmada, hibrit CAD/CAM materyallerin frezeleme sonrası basamak pürüzlülük değerlerini seramiklerle kıyaslamışlardır. Resin nanoseramiklerin, daha konservatif preparasyonlarda kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Yaptıkları bir çalışmada Alberio ve ark. (102) PICN materyalinin eğilme mukavemeti değerlerinin RNS'e benzer, lityum disilikat cam seramiklere kıyasla düşük, feldspatik seramiklere kıyasla yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Herhangi bir yapının katastrofik başarısızlık olmadan tamir edilebilme özelliğine 'hasar toleransı' denir. Coldea ve ark. (170) çalışmalarında oksit seramikler, feldspatik seramikler ve lityum disilikat cam seramiklerle PICN materyalini kıyaslamış ve PICN materyalinin diğer materyallere kıyasla daha yüksek hasar toleransına sahip olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle frezeleme veya çığneme gibi mekanik etkilerle ortaya çıkabilecek kusurların, PICN materyalinin gücü üzerinde daha az etkiye neden olacağı öngörülmektedir.

Della Bona ve ark. (171) PICN materyalinin kırılma dayanımını, yoğunluğunu ve elastisite modülünü araştırmışlardır. Ortalama yoğunluk değeri, mikrohibrit kompozit ve nanofil kompozitler için bildirilen ortalama değerlere benzer; alümina bazlı seramikler ve feldspatik cam seramiklere göre daha düşüktür. Ortalama elastisite modülü rezin bazlı kompozitler ve feldspatik porselenler için belirtilen değerler arasındadır. Malzemenin kırılma dayanımı ise porselene kıyasla önemli ölçüde düşüktür. Araştırmacılar bunun nedenini polimer-seramik arasındaki ilişkiye bağlamışlardır.

Tüm bu araştırmalar göz önüne alınarak bu çalışmada, polimer infiltre seramik ağ içeren Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Almanya) hibrit materyalinin kullanılmasına karar verilmiştir.

Yapılan kırık analizleri sonucunda seramiklerin diş dokuları veya restoratif kompozitlerle olan adezyonunda zayıf noktanın seramik ve rezin arasındaki bağlantı arayüzü olduğu bildirilmiştir (172). Seramik ve rezin siman arasındaki bağlantı seramiğin mikroyapısı, seramiğe uygulanan yüzey işlemleri, silan uygulaması ve yapıştırma simanının tipi gibi birçok faktörden etkilenir (173).

Tam seramik restorasyonlarda adeziv simantasyon açısından yüzey işlemleri önem taşımaktadır. Uygulanan yüzey işlemleri, yüzey enerjisini ve yüzeyin ıslanabilirliğini artırır. Böylece materyalin temas alanı artarak siman bağlanma dayanımı olumlu etkilenir. Bu amaçla en sık kullanılan yüzey işlemleri; asitle pürüzlendirme, Al_2O_3 kumlama, silan uygulaması, tribokimyasal silika kaplama, plazma uygulaması, elmas döner aletle pürüzlendirme, lazer ve bunların kombinasyonu şeklindedir. Simantasyon öncesi uygulanacak yüzey işlemi seramik materyalinin içeriğine göre değişmektedir (174).

CAD/CAM bloklarında en sık tercih edilen yüzey işlemlerinin başında HF asitle pürüzlendirme gelmektedir. Campos ve ark. (175) ile Conejo ve ark. (176) yaptıkları çalışmada PICN materyaline kararlı bir bağlanma sağlamak için tercih edilmesi gereken yüzey işleminin HF asitle pürüzlendirme olduğu kanısına varmışlardır.

Türker ve ark. (177) uygulanan yüzey işlemleri sonucu bağlanma dayanımının arttığını ve en yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin HF asitle pürüzlendirme sonrası silan uygulaması ile elde edildiğini bildirmişlerdir.

Barutçigil ve ark. (156) ise en yüksek bağlanma dayanımının universal adeziv uygulamasıyla elde edildiğini; azalan sırayla asitle pürüzlendirme, kumlama, lazer uygulaması ve tribokimyasal silika kaplama olduğunu belirtmişlerdir. Lise ve ark. (178) iki farklı hibrit CAD/CAM materyaline uygulanan çeşitli yüzey işlemleri sonucu siman bağlanma dayanımını incelemişlerdir. Her iki materyalde yüzey işlemine bakılmaksızın bağlanma dayanımının artmış olduğunu ve bu materyallerin yaşlanma işleminden etkilenmemesi adına kumlama ve asitleme işlemleri sonrası silan uygulanması gerektiğini belirtmişlerdir. Nagasawa ve ark. (179) yüzey işlemlerinin CAD/CAM bloklar üzerine etkisini inceledikleri bir çalışmada yüzey işlemi olarak sırasıyla kontrol (yüzey işlemi uygulanmamış), Al_2O_3 kumlama, primer, Al_2O_3 + primer, HF ve HF + primer uygulamış; Al_2O_3 + primer ve HF + primer gruplarında bağlanma dayanımında anlamlı bir derecede artış olduğunu bildirmişlerdir.

HF asit seramik yüzeyde mikro gözenekler oluşturarak yüzey alanını arttırır ve rezin simanla mekanik kilitleme oluşur. Ramakrishnaiah ve ark. (180) yaptıkları bir çalışmada silika bazlı seramikleri 20, 40, 80 ve 160 sn süreyle HF asite tabi tutmuştur. Sürenin artmasıyla yüzey mikro yapısının önemli ölçüde değiştiğini ve daha uzun süre aşındırma yapmanın gözenek sayısını ve genişliğini arttırdığını belirtmişlerdir.

Seramiğe uygulanan asit ile cam faz çözülmeye başlar. Çok uzun süre veya yüksek konsantrasyonlarda asit uygulamasıyla genişleyen ve derinleşen gözeneklere adeziv rezin siman infiltrasyonu daha zor olacağı için bağlanma değerinin de azaldığını bildiren çalışmalar da mevcuttur (181,182).

Diş hekimliğinde genellikle asitle pürüzlendirme yapılırken %4-10'luk HF asit kullanılmaktadır. Elsaka'nın (10) yaptığı bir araştırmada Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Almanya) ve Lava Ultimate (3M ESPE, ABD) bloklara 60 sn süre

boyunca HF asit uygulamıştır. Yu ve ark. (183) ise HF asit konsantrasyonlarına göre en iyi asitleme sürelerini; %2,5 için 5 dakika, %5 için 5 dakika, %7,5 için 2,5 dakika, %10 için 1 dakika ve %15 için 0,5 dakika olarak belirtmişlerdir. Blatz ve ark. (184) yayınladıkları bir derlemede ise PICN materyali için en uygun asitleme protokolünün, %9,5'lik HF asitin 60 saniye boyunca uygulanması olduğunu bildirmişlerdir.

Bu tez çalışmasında Vita Enamic materyali için 60 saniye süreyle %9'luk HF asit ile pürüzlendirme uygulanmıştır.

İn vitro çalışmalarda en çok tercih edilen yüzey işlemlerinden bir diğeri Al_2O_3 partikülleri ile kumlama işlemidir. Yapılan çalışmaların çoğunda Al_2O_3 partikülleri, bir püskürtme sistemi ucundan 2-2,5 bar hava basıncı ile 10-15 mm mesafeden 10-15 sn süre boyunca yüzeye dik bir şekilde uygulanmaktadır (13,185). Adezyon kuvvetini etkileyen en önemli faktörlerden bir diğeri de kullanılan partiküllerin boyutlarıdır. Partikül boyutları materyalin yüzey sertliğine uygun olarak seçilmelidir. Zirkonya gibi yüzey sertliği yüksek olan materyallerde daha büyük partikül boyutları olan Al_2O_3 tanecikleri tercih edilirken cam seramikler, PICN hibrit seramik ve nanoseramiklerde daha küçük partikül boyutlarına sahip Al_2O_3 tanecikleri kullanılmaktadır. Özcan ve ark. (186) yaptıkları bir çalışmada 50 μm 'den büyük Al_2O_3 partiküllerinin cam seramikler, hibrit seramikler ve nanoseramikler gibi düşük yüzey sertliği olan seramiklerin yüzeyinde morfolojik değişikliklere neden olduğunu ve adezyon üzerinde olumsuz etki oluşturabileceğini söylemişlerdir. Spohr ve ark. (187) yaptıkları bir çalışmada ise 50 ve 100 μm Al_2O_3 partiküllerini lösitle güçlendirilmiş cam seramikleri pürüzlendirmede kullanmış ve analiz için elektron mikroskopunda yüzey incelemesi yapmışlardır. Pürüzlendirmede 100 μm partiküllerin uygulandığı yüzeylerde yeterli adezyon sağlanamadığını, 50 μm partiküllerin uygulandığı yüzeylerde daha fazla aşınma olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca 50 μm partiküller kullanılarak pürüzlendirilen yüzeylerde bağlanma mukavemetinde bir artış görülmüştür. Daha büyük partiküller veya daha yüksek basınçla kumlama işleminin bağlanma mukavemetini arttırmadığını bildirmişlerdir.

Fiziksel ve kimyasal pürüzlendirme yöntemini bir arada birleştiren bir yüzey işlemi olan tribokimyasal silika kaplama, alümina partiküllerinin silika ile modifiye edilmiş halidir ve basınçla uygulandığında seramik yüzeyinde silika tabakası oluşturur. Çelik ve ark. (97) tribokimyasal silika kaplama ve lazer yöntemleri ile PICN materyaline ve

rezin nanoseramiklere yüzey pürüzlendirmesi yapmış; tribokimyasal grupta daha yüksek bağlanma değerlerinin olduğunu belirtmişlerdir. Şişmanoğlu ve ark. (188) PICN materyali ve RNS üzerinde bağlanma dayanımı değerlendirdikleri bir araştırmada, termal yaşlandırmadan sonra hem PICN materyali hem RNS materyalleri için en yüksek bağlanma mukavemeti değerlerinin tribokimyasal kaplama ve Al_2O_3 ile kumlamadan sonra oluştuğunu belirtmişlerdir.

Bu çalışmada seramik örneklerin bir kısmına 2 bar basınç altında 10 sn süre boyunca 10 mm mesafeden tribokimyasal silika kaplama uygulanmıştır.

Kumlama ve tribokimyasal silika kaplama gibi püskürtme ile yapılan yüzey işlemleri, HF asit ile pürüzlendirme işlemine göre seramik materyali üzerinde daha düzensiz bir yüzey morfolojisi oluşturmaktadır (189,190). Cam seramiklerde alümina püskürtülmesi ile pürüzlendirme sonucu elde edilen bağlanma dayanımı değerleri, HF asit ile pürüzlendirme sonucunda elde edilen bağlanma dayanımına kıyasla daha düşük değerler vermektedir (181,187,191,192).

Peumans ve ark. (193) yaptıkları bir çalışmada kumlama işleminin mikromekanik kilitlenme sağlaması, ıslanabilirliği ve yüzey alanını arttırmasına rağmen en ideal yüzey işlemi olmadığını, çünkü seramik yüzeyinde mikro çatlaklara neden olduğunu ve bunun da erken dönem başarısızlıklara neden olabileceğini bildirmişlerdir. Ayrıca bu durum marjinal adaptasyonu da olumsuz etkileyecektir.

Adezyonu arttıran bir diğer faktör mekanik yüzey işlemlerinden sonra silan uygulanmasıdır. Silan, seramik yüzeyle etkileşime giren silanol grubu ve organik matriksle kopolimerize olan metakrilat grubu içeren bifonksiyonel bir monomerdur. Silan uygulanmasıyla birlikte seramiğin yüzey enerjisi ve ıslanabilirliği artar böylece seramik ile rezin siman arasındaki adezyon güçlenir. Silan ajanı, yüzey pürüzlendirmesi işlemleri ile uygulanmalıdır. Herhangi bir yüzey işlemi yapılmadan silan uygulanırsa restorasyonun bağlanma dayanımının yetersiz mekanik retansiyon nedeniyle düştüğünü gösteren çalışmalar mevcuttur (173,193,194). Seramik yüzeyinin pürüzlülüğünün fazla olması yüzeyin silan ile olan etkileşimini artırır. Yüzey pürüzlendirmesi ardından silan uygulamasıyla, silika bazlı seramik ile rezin siman arasındaki bağın sürekliliğinin arttığı bildirilmiştir (193,195–197).

Silan uygulanmasının bir diğer avantajı uzun süre distile suda bekletme veya termal siklus işlemi sonrası seramik-rezin arası bağın stabilizasyonunu sağlamaktır (131).

Elsaka'nın (198) yaptığı bir çalışmada, Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Almanya) seramik materyali yüzeyine tribokimyasal silika kaplama işlemi uygulandıktan sonra yüzeyde yarıklar ve krater benzeri bir görünüm olduğu görülmüştür. Bu işlemten sonra yüzeye silan uygulanması sonucu alümina, silika partikülleri ve adeziv siman arasında kovalent bağ olduğu bildirilmiştir. Silanın metoksi grubu, seramik yüzeye kimyasal olarak bağlanmaktadır. Ayrıca silan moleküllerinin metakrilat grubu da rezin simanın organik matriksiyle reaksiyona girmekte ve bağı güçlendirmektedir.

Bu nedenle, bu çalışmada yüzey işlemleri sonrası adezyonu artırmak amacıyla hibrit seramiklere silan uygulanmıştır.

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda self-etch, etch and rinse ve self adeziv sistemler kullanılmaktadır. Self adeziv sistemler simantasyon prosedürü olarak öncesinde asit, primer ve bond uygulaması gibi aşamaları içermemektedir (135). Adeziv simantasyon işleminin en büyük dezavantajı çok aşamalı işlem içermesi ve buna bağlı hekim kaynaklı hata olasılığının fazla olmasıdır. Hata olasılığı arttıkça restorasyon başarısız olma ihtimali de artacaktır. Self adeziv sistemler dentin yüzeyinde ek bir işleme gerek duymazlar bu nedenle klinik kullanımları oldukça kolaydır. Simantasyon tekniğinin daha basite indirgenmesi hekimler tarafından memnuniyetle karşılanmaktadır. Self adeziv rezin simanların bağlanma mekanizması, içerdikleri asidik monomerlerin diş yapısını demineralize ederek diş dokusuna infiltre olması ve böylece mikromekanik kilitlenme sağlamasıyla açıklanmaktadır (18).

Bazı çalışmalar, self adeziv rezin simanların smear tabakasını geçebildiğini ve dentine bağlanabildiğini öne sürmektedir (137,199,200). Yapılan *in vitro* çalışmalarda self adeziv simanların çok aşamalı işlem içeren diğer rezin simanlara göre desimante olma oranlarının daha düşük, bağlanma mukavemetinin ise daha yüksek olduğunu belirtilmektedir (14,15).

Türkmen ve ark. (201) üç farklı adezyon yöntemi (etch and rinse, self-etch, self adeziv) kullanmış ve bu adezivlerin dentin ile direkt ve indirekt yöntemle hazırlanmış kompozitler arasındaki gerilim bağ kuvvetlerine etkisini incelemiştir. Sonuçta universal self adeziv rezinlerin gerilim bağ dayanımının indirekt restorasyonlarda daha

yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca self adeziv rezin simanlar, geniş renk seçenekleri ile estetiğe katkılarından dolayı da tercih edilmektedirler (202).

Klinik uygulamalarda tam seramik restorasyonlar, light-cure veya dual-cure rezin simanlarla simante edilmektedirler. Light-cure rezin simanların çalışma süreleri uzundur ancak, restorasyon kalınlığının 2 mm'yi aşması veya restorasyonun opak olması durumunda ışık her noktaya erişememektedir. Bu nedenle kalın restorasyonlar altında light-cure simanlar polimerizasyonunu tamamlayamazlar. 2 mm'den kalın restorasyonlarda veya ışık geçirgenliğinin sınırlı olması durumunda dual-cure rezin simanlar tercih edilmelidir (202).

Canatan ve ark. (203) çalışmalarında hibrit seramik inlay ve onlay restorasyonların simantasyonunda kullanılan farklı rezin simanların adezyona etkisini 6., 12. ve 18.ay takipleriyle değerlendirmişlerdir. 18.ay sonunda ağızda en yüksek sağ kalım oranını %94,3 ile RelyX U 200 Automix (3M ESPE, ABD) self adeziv siman göstermiştir. Bunu, %91,4 oranı ile G-Cem LinkForce (GC, Japonya) etch and rinse adeziv rezin siman grubu takip etmiştir.

Bu çalışmadaki siman tercihi, literatür bilgisi ve yapılan araştırmalar doğrultusunda self adeziv rezin siman olmuştur.

Tüm dental adeziv sistemlerin içerikleri benzerdir. Genel olarak metakrilat monomerleri (hidrofobik ve hidrofilik), organik çözücüler ve fotobaşlatıcı sistemler içerirler. Dental adezivlerde yaygın olarak kullanılan çözücüler etanol, aseton ve sudur. Özellikle aseton bazlı adeziv sistemler, asetonun buharlaşmasını önlemek amacıyla özel koşullar altında saklanmalıdır (204,205). Resin simanların birçok avantajına rağmen kimyasal ve fiziksel yapıları zamanla bozulmaktadır. Bu bozulma esas olarak iki şekilde gerçekleşmektedir. Bunlar: mekanik, kimyasal ve fiziksel koşullara bağlı olan ağız içi bozulma ve malzemenin saklama koşulları ve raf ömrüne bağlı ağız dışı bozulmadır (206).

Maksimum etkinliğini koruyabilmek için resin bazlı malzemeler uygun koşullarda saklanmalıdır. Son kullanma tarihi veya raf ömrü, bir malzemenin maksimum özelliklerini ne kadar süreyle koruduğunu belirler. Son kullanma tarihinden sonra, resin simanlardaki resin monomerlerinin polimerizasyon reaksiyonu organik çözücülerin buharlaşmasıyla kesintiye uğrayabilir. Ayrıca hibrit tabakaların

geçirgenliği ve nanosızıntısı bağlanma sırasında sorunlara yol açabilir (207–209). Üreticiler genellikle malzemenin saklama koşullarına uygun olarak saklanması gerektiğini, şişelerin uygun sıcaklıkta tutulmasının ve ağzının açık bırakılmamasının önemli olduğunu vurgularlar. Bazı üreticiler düşük sıcaklıklarda (10°C'nin altında) depolamayı önermektedir buna rağmen bu malzemelerin raf ömrü ve stabilitesi önemli bir endişe olmaya devam etmektedir (210).

Diş hekimliğinde kullanılan çoğu malzeme, üreticinin talimatları takip edilmediği takdirde hızla bozulur. Özellikle rezin simanlar setler halinde satılır. Bu nedenle bu ürünleri saklama koşullarına uymayan şekilde muhafaza etmek içerdikleri tüm malzemelerin bozulmasına yol açar. Bu malzemelerin maliyetli olması nedeniyle, son kullanma tarihinden sonra da kullanıma devam edilmesi yaygındır ancak bozulma riskinin son kullanma tarihinden kısa bir süre sonra (örneğin 3 ay) da geçerli olup olmadığını anlamak temel önem taşır. Çünkü son kullanma tarihinden kısa bir süre sonra malzemeyi kullanmak isteyen ve belki de klinik etkinliğini hafife alan hekimler yanılabılır.

Mazzitelli ve ark.'nın (211) 2019 yılında yaptıkları bir çalışmada dental adezivlerin raf ömrüne bağlı olarak dentine bağlanma mukavemeti test edilmiştir. Çalışmanın sonucunda raf ömrü 3 ay geçmiş olan adezivin bağlanma dayanımının, henüz son kullanım tarihi geçmemiş olan adezive kıyasla MPa cinsinden çok daha düşük olduğu bildirilmiştir.

Bu çalışmada, kliniklerde özellikle Covid 19 salgını döneminde kapanmadan dolayı daha sıklıkla kullanılmaya devam eden son kullanım tarihi 1,5 yıl ve 1 yıl geçmiş olan dual-cure rezin simanların dentin yüzeyine bağlanma etkinlikleri incelenmiştir.

Klinik uygulamalardan önce materyalin ve uygulanan yüzey işlemlerinin üstünlüklerini değerlendirmek ve rezin siman ile seramik arasındaki bağlantı kuvvetini incelemek amacı ile deney örnekleri *in vitro* ortamda mekanik testlere tabi tutulmaktadır. İki tabaka arasındaki bağlanma kuvvetini değerlendirmek için makaslama kuvvetlerine karşı direnç, gerilim kuvvetlerine karşı direnç ve üç/dört nokta bükülme testleri gibi test yöntemleri mevcuttur (203).

Bu test yöntemlerinden en yaygın olarak kullanılanı; deney protokolünün basit olması, örnek hazırlama kolaylığı ve sonuca hızlı ulaşma gibi avantajlarından ötürü SBS test

yöntemidir (212). Literatürde örneklerin makaslama bağlanma testi altında değerlendirilmesinin diğer test düzeneklerine kıyasla çığnemeyi daha iyi simüle ettiği rapor edilmiştir (213).

Test düzeneğinin basit olması, sonuçlar hızlı ve güvenilir bir şekilde elde edilebildiği için bu çalışmada makaslama test düzeneği tercih edilmiştir.

Dental materyallerde adezyon konusunun en doğru şekilde değerlendirilebilmesi için klinik çalışmalar en etkili yöntemler olacaktır. Ancak klinik çalışmaların uzun dönem takip gerektirmesi, maliyetlerinin yüksek olması, hasta takibinin araştırmayı zorlaştırması gibi özellikleri araştırmacıları zorlamaktadır. Ayrıca, klinik çalışmalarda ağız ortamındaki değişken ısı veya tükürük kontaminasyonu gibi değişkenlerin standardizasyonunu sağlamayı zorlaştıran ve araştırma sonuçlarını etkileyen birçok faktör söz konusudur (214). Laboratuvar testlerinde istenilen değişkenleri, diğerlerini sabit tutarak değerlendirmek ise oldukça kolaydır (215).

In vivo testlerdeki zorluklar nedeniyle, *in vitro* şartlarda gerçekleştirilen çalışmalarda uyulması gereken standartlar vardır (216). Test sonuçlarını olabildiğince standardize etmek amacıyla Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO), ‘Dental Materyaller-Dış Dokusuna Adezyon Testleri’ isimli dokümanı yayınlamıştır (217).

Bu çalışmada, standardizasyonu sağlayabilmek için *in vitro* bağlanma deneyleri ISO prosedürlerini takip ederek gerçekleştirilmiştir.

Yapılan deneylerde kullanılacak olan dişlerin, deney başlangıcına kadar geçen süre içinde saklandığı solüsyon, *in vitro* çalışmaların sonucunu etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Dişlerin dehidrate olmasını önlemek için uygun solüsyonda bekletilmesi önerilir (218). Ancak kullanılacak solüsyonlar dişlerin organik ve inorganik yapılarını etkileyerek değiştirebilir.

In vitro testlerde, dişleri saklamak için distile su veya salin gibi solüsyonlar kullanılmaktadır. Bu solüsyonlara mikroorganizma üremesini engellemek için timol, kloramin T ve sodyum hipoklorit gibi antimikrobiyal maddeler ilave edilebilmektedir. Ancak hangi solüsyonun kullanılması gerektiği bilgisi kesinlik kazanmamıştır (218–220).

Literatürde çekim sonrası geçen zamanın mineye ve dentine bağlanmada anlamlı bir etkisinin olmadığı bildirilmesine karşın ortalama 6 aylık bir saklama süresinin çalışmalar arasında benzerlik sağlamak adına faydalı olduğu düşünülmektedir (220). ISO standartlarına göre, dişlerin çekimden sonra dentinde meydana gelen değişikliklerden dolayı bağlanma kuvvetlerinin etkileneceği bildirilmiştir. İdeal olanın diş çekimi sonrası bağlanma kuvvet ölçümlerinin hemen gerçekleştirilmesi olduğu belirtilmiştir. ISO standartlarına göre çekimden hemen sonra dişler; akan su altında yıkanmalı, kan ve yapışık dokulardan arındırılmalı, distile su veya %0,5'lik kloramin T solüsyonu içerisinde en fazla 1 hafta bekletilmelidir. Ancak bu durum pratikte pek mümkün olmadığı için çekim sonrası dişlerin en fazla 6 aylık bir süre içinde kullanılması gerektiği bildirilmiştir (217). Mobarak ve ark. (221) yaptıkları bir çalışmada, çekilen dişlerin farklı saklama koşullarına bağlı olarak rezin simana olan bağlanma dayanımının nasıl etkilendiğini incelemiş ve dişleri 3 farklı saklama grubuna ayırmışlardır. İlk grupta çekilen dişler çekim günü kullanılmış, ikinci grupta çekilen dişler %0,5'lik kloramin T solüsyonunda 2 yıl bekletilmiş ve üçüncü grupta çekilen dişler 2 yıl kuru bir şekilde muhafaza edilip test öncesi 2 hafta distile suda rehidrate edilmiştir. Yapılan deney sonucunda en yüksek bağlanma değerlerini ilk grup ardından üçüncü grup göstermiş olup, kloramin T'nin dentine olan etkisinin bağlanma dayanımını etkileyebileceği bildirilmiştir. Bu nedenlerle bu tez çalışmasında çekilen dişler 3 ay boyunca distile suda muhafaza edilmiş ve ardından test için hazırlanmıştır.

Ağız içinde materyallerin maruz kaldığı hidrolitik yıkımı taklit edebilmek için *in vitro* test örneklerine laboratuvar ortamında yaşlandırma testleri uygulanmaktadır. Genellikle 5-55°C arasındaki sıcaklık değerlerine sahip banyolar kullanılmaktadır (222). Restoratif materyaller ile diş dokularının termal genleşme katsayısı farklıdır. Bu farka ve termal döngüdeki sıcaklık farkına bağlı olarak kolajenlerin hidrolitik yıkımı artmaktadır. Böylece termal döngü uygulamalarında ileride ağız içerisinde yaşanabilecek sorunlar taklit edilmiş olur (223).

Ağız ortamında bilinen en yüksek sıcaklık $65\pm1^{\circ}\text{C}$ ve en düşük sıcaklık $4\pm1^{\circ}\text{C}$ olarak ölçülmüştür. Ağız kapalı iken ölçülen sıcaklık ise $37\pm1^{\circ}\text{C}$ 'dir (224). Ağız ortamını taklit edebilmek için araştırmacılar, kullanılan yaşlandırma testlerinde farklı prosedürleri önermektedir. Fakat termal çevrim sayısı ve daldırma süresi konusunda bir karara varılamamıştır.

Bu çalışmada simantasyon işlemi yapılan örnekler 24 saat distile suda bekletilmiş ardından yapay yaşlandırma işlemi 5-55°C sıcaklığa sahip banyolarda 25 sn bekleme ve iki sıcaklık arası 10 sn bekleme süresi olacak şekilde toplam 10.000 termal siklus uygulanarak gerçekleştirilmiştir.

Tüm bu bilgiler ele alarak bu çalışmada kliniklerde aktif olarak kullanılan ve raf ömrünü tamamlamış rezin simanların, farklı yüzey işlemleri uygulanmış güncel restoratif bir materyal olan CAD/CAM hibrit bloğa adezyonunu değerlendirmek amacıyla *in vitro* koşullarda bağlanma dayanımı testi yapılması hedeflenmiştir.

Karagözoğlu ve Aksel'in (225) yaptıkları bir çalışmada self adeziv siman RelyX Unicem (3M ESPE, ABD), self-etch adeziv siman Panavia F 2.0 (Kuraray Noritake, Japonya) ve total etch adeziv siman Variolink II'nin (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) son kullanım tarihi etkisini araştırmışlardır. Hem tarihi geçmemiş hem de son kullanım tarihi 12 ay geçmiş olan simanlar kullanılarak CAD/CAM seramik blokların dentine olan bağlanma dayanımlarını incelemişlerdir. Yapılan testler sonucunda self adeziv simanın bağlanma dayanımının son kullanım tarihi etkisine bağlı olarak anlamlı derecede düştüğünü, total etch ve self-etch adeziv simanların bağlanma dayanımının son kullanım tarihinden etkilenmediğini bildirmişlerdir.

Bu durumun nedenini self adeziv simanların içinde bulunan hidrofobik metakrilatlara bağlamışlardır. Adeziv sistemlerde bulunan hidrofobik dimetakrilatlar zamanla metakrilik aside hidrolize olur ve şişede çapraz bağlar oluştururlar. Yapılan çalışmalarda bu parçalanmanın adezivin yapısını bozarak bağ dayanımını azalttığı belirtilmiştir (211,226). Bu çalışmada da son kullanım tarihi geçmiş self adeziv simanların bağlanma dayanımında anlamlı derecede azalma görülmüş olup nedeni yapısında bulunan dimetakrilatların zamanla adeziv yapısını bozması olabilir.

Azarpira ve ark. (227) yaptığı bir çalışmada All-Bond Universal (Bisco, ABD) ve G-permio Bond Universal (GC, Japonya) adezivleri son kullanım tarihine 2 ay kala, son kullanım tarihinde ve son kullanım tarihi 2 ay geçmiş olarak kullanmışlardır. All-Bond Universal adeziv self-etch modunda kullanılmıştır. Her adezivin kompozit ve dentin arasındaki bağlanma etkinliğini araştıran araştırmacılar, kullanacakları adeziv kutularını kullanmadan 2 ay önce açmışlar ve daha sonra örnekleri hazırlamışlardır. Her iki adeziv türünde de son kullanım tarihine 2 ay kala olan grupta bağlanma

dayanımı, son kullanım tarihinde kullanılan ve son kullanım tarihi 2 ay geçmiş adeziv gruplarına göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Tüm gruplarda All-Bond adezivin bağlanma dayanımının G-permio Bond Universal adezive göre daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. G-permio Universal adeziv asidik monomer ve çözücü olarak aseton içermekte olup hidrofilik 2-hidroksietilmetakrilat (2-HEMA) içermemektedir. İçeriğindeki aseton hızla çözünür ve buharlaşırken daha ince bir bağ katmanı oluşur. Oluşan bağ katmanı ince olduğundan daha az dayanıklıdır. Ayrıca aseton hızla buharlaşır ve geriye su kalır. Yüksek kalıntı su ve 2-HEMA eksikliğinden kaynaklanan yapıştırıcı tabakasının heterojenliği nedeniyle eksik polimerizasyon gerçekleşir ve oluşan zayıf bağ sonucu arayüz erken bozulur. Bu tez çalışmasında da benzer şekilde son kullanım tarihi geçmemiş simanların bağlanma dayanımı son kullanım tarihi geçmiş olan gruplara kıyasla anlamlı derecede yüksek bulunurken; son kullanım tarihi 1 yıl geçmiş ve 1,5 yıl geçmiş olan simanların kullanıldığı gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu tez çalışmasında kullanılan self adeziv siman içeriğinde HEMA monomeri bulunmadığından polimerizasyon mekanizması zamanla bozulmuş ve zayıflamış olabilir.

Mazzitelli ve ark. (211) yaptıkları bir çalışmada, dental adezivlerin son kullanım tarihinin koronal dentine bağlanmadaki etkisini incelemişlerdir. Raf ömrünü tüketmemiş ve raf ömrünü 3 ay öncesinde tüketmiş IBond Universal (Kulzer, Almanya) adezivi self-etch modunda kullanarak RelyX Ultimate (3M ESPE, ABD) dual-cure rezin simanla koronal dentine bağlanma etkinliklerini karşılaştırmışlardır. Raf ömrünü tüketmiş ve tüketmemiş IBond adezivleri 19°C'de ısı ve güneşten muhafaza ederek saklamışlardır. Adeziv işlemleri tamamlanan örneklerle yaşlandırma yapılmadan mikro gerilim testi uygulamışlardır.

Raf ömrünü tüketmemiş olan adezivin uygulandığı gruptaki mikro gerilim değerlerinin, raf ömrünü 3 ay önce tüketmiş olan adezivin uygulandığı gruptaki mikro gerilim değerlerinden anlamlı olarak yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Bu durumu iki hipoteze dayandırmışlardır: birincisi adezivde bulunan hidrofilik monomerlerin dentindeki neme olan duyarlılığının hidroliz reaksiyonunu arttırmış olması, ikincisi ise organik çözücülerin erken buharlaşmasının rezin monomerlerinin polimerizasyon reaksiyonunu engellemiş olmasıdır bu da arayüz katmanında boşluklar oluşturur. Sıcaklık, şişenin tekrar açılması veya depolama süresinin uzun olması bu durumu

tetikleyebilir. IBond adeziv içerisinde bulunan aseton, su bazlı fazın hızlı buharlaşmasını teşvik ederek monomerlerin etkili yapışmasını sağlar. Ancak çözücünün eksik buharlaşması rezin monomerlerin dönüşüm derecesini etkiler (228). Ayrıca IBond içerisinde bulunan asidik 4-META monomeri hidrolize olduğunda 4-MET (4-metakriloksietil trimellik asit) formunu oluşturur (229). İçeriğindeki çözücü olarak bulunan etanol nedeniyle esterlerin ayrışması tetiklenir (230). Bu süreç, malzemenin demineralizasyon kapasitesi üzerinde özel olarak olumsuz sonuçlar doğurmasa da, demineralize edilmiş substratların infiltrasyon aşaması ve polimerizasyon etkinliği üzerinde olumsuz etkiler yaratabilir, böylece monomer bileşenlerinin erken bozulmasına neden olabilir.

İlgili çalışmada ortaya konulan sonuçlara bakılarak bu tez çalışmasında kullanılan RelyX U200 (3M ESPE, ABD) self adeziv rezin siman içerisindeki esterlerin ayrışması zamanla hızlanmış olabilir.

Turini ve ark. (231) yaptıkları bir araştırmada fiber postları kök dentinine son kullanım tarihi farklı rezin simanlarla simante etmiş ve hem kullanılan malzeme hem de raf ömrü etkisini incelemişlerdir. Periodontal nedenlerle çekilmiş dişlere kanal dolumu yapılmış, post yuvaları hazırlanmış ardından fiber postlar iki farklı self adeziv siman kullanılarak simante edilmiştir. Her siman grubu üretici tarafından tavsiye edilen kullanım süresi içerisinde, kullanım süresi 6 ay geçtikten sonra ve kullanım süresi 12 ay geçtikten sonra olacak şekilde üç alt gruba ayrılmıştır. Kullanılacak olan simanlar son kullanım tarihlerinde paketleri açılmış 6 ve 12 ay boyunca buzdolabında 4-6°C'de ışıktan ve ısıdan muhafaza edilerek saklanmıştır. Simantasyonu gerçekleştirilen numuneler gerilim testine tabi tutulmuştur.

Yapılan test sonucunda en yüksek bağlanma dayanımı değerini son kullanım tarihi 12 ay geçmiş olan RelyX U200 (3M ESPE, ABD) simanın kullanıldığı grup göstermiştir. Ancak bu çalışmada son kullanım tarihi etkisinin bağlanma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmadığı bildirilmiştir. Bu durumu, malzemenin saklama koşullarına bağlı olarak içeriğindeki rezin bileşenlerinin fiziko-kimyasal özelliklerinin süreden bağımsız olarak bozulmadan korunmuş olmasına bağlamışlardır. Ayrıca bu çalışmada siman-dentin arasında gerçekleşen adeziv tip kırılma en sık gerçekleşen kırılma tipi olarak gözlenmiştir. Kırılma tipi bu çalışmadaki bulgularla uyussa da bağ dayanımı açısından uyumsuzluk görülmektedir.

Bunun nedeni bu çalışmada kullanılan simanların kullanıcıya ulaşana kadar geçen sürede saklama koşullarının standardize edilememesi olabilir.

Özer ve ark. (232) bir çalışmada self adeziv rezin simanların saklama sıcaklığının raf ömrü ve bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Çalışmada üç farklı self adeziv rezin simanı iki ayrı gruba ayırmışlardır. İlk gruptaki simanları 3 ay boyunca $6\pm 2^{\circ}\text{C}$ 'de buzdolabında muhafaza etmiş, diğer gruptaki simanları ise güneş ışığına maruz kalmayacak şekilde klimalı bir laboratuvar ortamında $9\pm 2^{\circ}\text{C}$ 'de üç ay boyunca saklamışlardır. Hazırlanan dişlere silindirik kompozit numuneleri simante etmişlerdir. Simante edilen örnekleri makaslama test cihazında kırdıktan sonra en yüksek bağlanma değerini buz dolabında saklanan G-Cem kapsül siman (GC, Japonya) göstermiştir. Diğer gruplarda da oda sıcaklığında saklanan simanların bağlanma dayanımında da anlamlı düşüş olduğunu belirtmişlerdir. Bu durumun nedenini zamanla malzemenin bozulmasına ve doğal olarak yüksek sıcaklıkta kimyasal reaksiyonun hızlanmasına atfetmişlerdir. Self adeziv dual-cure rezin simanların içerisinde bulunan asidik monomerler, monomer hidrolizi için kritik özellik taşır. Asidik monomer konsantrasyonu aşırı hidrolizi önleyecek kadar az ancak self-etch (kendi kendine aşındırma) özelliğini sağlayarak dentin ve mineyi aşındıracak düzeyde yeterli olmalıdır. Hidrolize olmuş monomerlerin (sulu monomer) metakrilat bağlarını hidrolitik olarak kestiği ve böylece 10-metakril oyloksideasil dihidrojen fosfat (10-MDP), 4-metakrilol oksietil trimellitat anhidrit (4-META), trietilen glikol dimetakrilat (TEG-DMA) veya 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi monomerleri parçaladığı bilinmektedir.

Adeziv monomerlerin hidrolizi kimyasal bileşimlerini, fiziksel özelliklerini ve toksikolojik özelliklerini tamamen değiştirir. Bu tür adeziv malzemeler, depolama süresi ilerledikçe klinik işlevlerini kaybederler. Dolayısıyla, ürün klinisyene ulaşana kadar hidrolizin ne kadar gerçekleştiği zaman, depolama ve teslimat koşullarına bağlıdır.

2019 yılında Cuevas-Suarez ve ark. (226) yaptıkları bir çalışmada sekiz farklı dental adezivin (Single Bond Universal, SBU; Tetric Bond Universal, TBU; OneCoat Universal, OCU; OptiBond Universal, OBU; and Prime&Bond Elect, P&B; Clearfil SE, CSE; AdheSE, ASE; Adper Singlebond 2, ASB) raf ömrüne bağlı olarak bağlanma dayanımlarını incelemişlerdir. Her adezivi son kullanım tarihi geçmeden, yarı ömrünü

tüketmiş ve son kullanım tarihinde olacak şekilde üç farklı gruba ayırmışlardır. Yarı ömür ve raf ömrü sonu koşulunu sağlamak için gereken zaman dilimi, Arrhenius modeli kullanılarak her adeziv sistem için ayrı ayrı hesaplanmıştır. Her adeziv grubunu dentini ekspozite ettikleri sığır dişleri ve kompozit blokları simante etmek için kullanmışlardır. Simante edilen örnekler 37°C'de 24 saat bekletilmiş, daha sonra mikro gerilim testine tabi tutulmuştur.

Mikro gerilim testi sonucunda TBU, P&B, ASE ve ASB dental adezivlerinde raf ömrüne bağlı olarak bağlanma değerlerinde anlamlı bir değişme gözlenmediğini bildirmişlerdir. SBU, OCU, OBU ve CSE dental adezivlerinde ise raf ömrüne bağlı olarak bağlanma değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş olduğunu belirtmişlerdir. Bu durumu adezivlerin kimyasal içeriklerine bağlayan araştırmacılar, SBU ve CSE dental adezivlerin 10-MDP asidik monomeri içerdiğini bildirmişlerdir.

Önceki çalışmalar asidik pH değerlerine sahip ester bazlı yapıştırıcı formülasyonlarının hidrolize uğramaya son derece yatkın olduğunu göstermektedir (233,234). Bu durum, serbest metakrilik asit, etilen glikol, diğer alkol türevleri ve serbest fosforik asidin oluşmasına neden olur (206). Araştırmacılar bu hidrolitik olayın, adezivin kimyasal bileşimini değiştirerek, depolama süresi boyunca ve diş hekimliği ofisinde bekleme süresinde bağlanma dayanımını etkileyerek zayıflattığını öne sürmüşlerdir (235). P&B Universal adeziv ise dipentaeritritol penta-akrilat fosfat monomeri (PENTA-P) içermektedir. PENTA-P monomerinin bozulma mekanizması bilinmemekle birlikte beş vinil grubunun kimyasal yapısındaki varlığının, 10-MDP monomerinden farklı olarak, hidrolitik bozulmaya karşı daha dirençli olabileceği savunulmuştur. Bu yapıdaki bir vinil grubunun bozulması durumunda bile, dört vinil grubu hala fosfat grubuna bağlanmayı sürdürmekte ve diğer monomerlerle kopolimerizasyon ile diş yapısına yapışmayı sağlamaktadır. TBU Universal adezivde pH değeri yaklaşık 3 olduğu için, bu malzemenin temelini oluşturan metakrilatlı fosforik asit esterinin bozulma hızının diğer malzemelere göre daha yavaş olabileceği düşünülmüştür. Ester bağlarının asidik ortamda hidrolizi, malzemelerin asidiklik derecesiyle orantılıdır; bu nedenle, nispeten daha yüksek pH değerine sahip self-etch adezivlerin raf ömrü stabilitesinin daha yüksek olması muhtemeldir. Bu tez çalışmasında kullanılan self adeziv dual-cure rezin siman asidik monomerler içermektedir ve yapısında ester grupları bulunduran metakrilat monomerleri içeren bir

simandır. Buna bağlı olarak hidrolize uğramaya yatkın bir içeriğe sahip olduğu için raf ömrüne bağlı olarak bağlanma dayanımında anlamlı olarak düşme gözlenmiş olabilir.

2021 yılında yayınlanan universal adezivlerin saklama koşullarına ve raf ömrüne bağlı olarak yapısının nasıl değiştini inceleyen bir derlemede (236) dental yapıştırıcı ajanların bağlanma kuvveti, oluşan hibrit tabakanın stabilitesine bağlanmıştır. Hibrit tabaka, kolajen, hidroksiapatit, rezin monomerleri ve kalıntı çözücülerden oluşan bir karışımdır. Hibrit tabakanın bozulmasından iki farklı olay sorumlu tutulmuştur. Bunlar: adeziv rezinin interfibriller aralıklarda bozulması ve kolajen fibrillerin bozularak düzensizleşmesidir (237). İlkine göre hidrolitik bozulma, polimerler arasındaki kovalent bağları kırabilen kimyasal bir reaksiyondur ve hibrit tabaka içinde oluşan bağ kuvvetinin kaybına neden olabilir. Dentin nemli bir yapıya sahip olduğu için dental adezivler içerisinde hidrofilik monomerler kullanılmaktadır. Hidrofilik monomerler demineralize dentin içine nüfuz ederler ve polimerize olup olmadıkları fark etmeksizin yüksek su emilimine sebebiyet vererek suyun, rezin-bağ arayüzü boyunca hareket etmesine yol açan bir membran oluşturabilirler. Bu durumu, hidroliz ve rezin adezivlerin çökmesi izler. Su dolu kanalların oluşumu hibrit tabakanın uzunluğu boyunca yayılır ve bu olay eksik dönüşüm nedeniyle yapıştırıcı fazın ayrılmasına yol açar.

Metakrilat adezivler üretan ve ester gibi hidrolitik olarak hassas gruplar ile karboksil, hidroksil ve fosfat gruplarını içerir. Bu durum, monomerlerin hidrolizasyonuna sebep olur. Oluşan sulu monomerler kolajene özgü bağlanma bölgeleriyle reaksiyona girebilir (117,238,239). İkinciye göre ise rezinlerin demineralize dentin matriksine tam olarak nüfuz etmemesi, denatürasyon sorunlarına karşı korunmayan, açıkta kalan ve su dolu kolajen fibrillerinin oluşumuna neden olur. Bu kolajen fibriller konakta bulunan kolajenolitik enzimler tarafından parçalanabilir (240,241).

Dental malzemelerin raf ömrü ve depolama koşulları oldukça önem taşımaktadır. Dental adezivlerin diş tabakalarına yapışması mümkün olduğunca stabil olmalıdır çünkü tedavilerin ana başarısı bu duruma bağlıdır. Bu durum çevresel koşullar uygun şekilde kontrol edildiğinde ve adeziv içeriğın faz ayrılmasını önlemek mümkün olduğunda sağlanabilir. Böylece adezivlerin bağlanma yeteneğinin potansiyel kaybı önlenabilir.

Adeziv-kolajen kompleksi son derece farklı yapılar ve heterojen bileşimlerden oluşmaktadır. Dönüşüm derecesi (DC), foto-aktif dental adeziv rezinlerin nihai fiziksel, mekanik ve biyolojik özelliklerinin belirlenmesinde önemli bir parametredir ve fotobaşlatıcının türünden ve konsantrasyonundan etkilenen bir özelliktir. Birçok dental malzemede fotobaşlatıcı olarak kamforokinon (CQ) bulunmaktadır. Yapılan bazı çalışmalarda CQ'nun kararlılığının ve etkinliğinin düşük olduğu belirtilmiştir (242,243). Bu durum, asidik monomerler ile aminler arasında ortaya çıkan asit-baz reaksiyonuna ve böylece aminin polimerizasyon başlatıcı olarak görev almasına bağlanmaktadır (244). Ek olarak asidik monomerler ve aminler arasındaki etkileşim sonucu asidik monomerlerin nötralleşerek dentin hidroksiapatiti ile kararlı bağ oluşturma kapasitesini kötüleştirebilir.

Son kullanma tarihinden sonra kullanılan dental adezivlerde, adeziv ile dentin arasında oluşan bağ mukavemetinin zamanla bozulmasına neden olan kolajenolitik aktiviteye sahip arayüzler oluşmaktadır (211). Bu nedenle dental adezivlerin hepsi yalnızca üretici tarafından belirlenen tarih aralıklarında kullanılmalıdır. Dental adezivler, yetersiz depolama koşulları ve uzun depolama süreleri nedeniyle hidrolitik bozunmaya uğrayabilen kimyasallar içerir. Bu özellik, zamanla bu malzemelerin bağlanma yeteneğini zayıflatabilir.

Ek olarak şişenin sık sık açılması, içinde bulunan çözücünün buharlaşmasına ve raf ömrünün azalmasına neden olabilir. Bu nedenle, adezivleri buzdolabında saklamak ve kullandıktan sonra adeziv şişesini tekrar kapatmak malzemelerin bozulma oranını azaltabilecek önerilen tekniklerdir. Öte yandan, dental adezivlerin bileşenlerinin stabilitelerinde önemli bir rol oynadığı görülmektedir.

Şişmanoğlu ve Oğuzman'ın 2020 yılında yaptıkları bir çalışmada (245) farklı CAD/CAM materyallerine HF asit, Al_2O_3 kumlama ve CoJet'le (3M ESPE, Almanya) kaplama işlemleri uygulanmıştır. Hazırlanan örnekleri üç farklı self adeziv rezin simanla yapıştırmışlardır. Örneklerin yarısına 5.000 devirlik termal siklus uygulamışlardır. Daha sonra örnekleri mikro makaslama testine tabi tutmuşlardır. RelyX U200 (3M ESPE, ABD) self adezivle simante edilen Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Almanya) grubunda en yüksek bağlanma değeri 24 saat suda beklenen grup için Al_3O_2 kumlama yapılan grupta; termal siklus uygulama sonrası ise HF asit grubunda gözlenmiştir. Termal siklus uygulama sonrası bağlanma değerlerinde tüm

yüzey işlemlerinde anlamlı bir düşme olduğunu bildirmişlerdir. Ancak, en az değer kaybı HF asit uygulanan grupta gözlenmiştir. Bu çalışmada simantasyon için en uygun prosedürün HF asitle aşındırma sonrası silan uygulaması olduğu belirtilmiştir.

HF asit ile aşındırma, seramiklerin cam fazının çözünmesine neden olur ve yüzey pürüzlülüğünü artırarak mikromekanik kilitlenme için uygun bir zemin hazırlar. Silan bağlayıcı ajan uygulaması, hidroliz yoluyla kimyasal etkileşim sağlamaktadır. Bu protokol hem yüzeyin ıslanabilirliğini hem de fiziksel etkileşimi artırarak daha güçlü bir bağ kuvveti oluşumu sağlar. Tüm örnek gruplarında en çok adeziv kopma olduğunu bildiren araştırmacılar bunun nedenini; indirekt restorasyon ve rezin siman arasındaki yetersiz yapışma sonrası okluzal kuvvetlerin homojen olmayan dağılımına ve rezin simanın kendi içinde adeziv veya koheziv olarak kopmasına bağlamışlardır. Bu tez çalışmasında da kullanılan farklı siman gruplarının hepsinde HF asitle pürüzlendirilen seramiklerin bağlanma değerleri anlamlı olarak yüksek bulundu ve tüm gruplarda en çok adeziv kopma gözlemlendi. Bunun nedeni rezin simanın hazırlanan dentin yüzeyine yeterince adezyon gösterememesi olabilir.

2019 yılında Barutçigil ve ark. (156) hazırladıkları Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Almanya) örneklerin yüzeylerine kontrol, CoJet kumlama, Al_2O_3 kumlama, %10 HF asitle pürüzlendirme, universal adeziv uygulama ve Er,Cr:YSGG lazer olmak üzere çeşitli yüzey işlemleri uygulamışlardır. Yüzey işlemleri tamamlanan seramik yüzeylere 2 mm kalınlığında RelyX U200 (3M ESPE, ABD) dual-cure rezin siman uygulayan araştırmacılar hazırlanan numuneleri makaslama testine tabi tutmuşlardır. Test edilen gruplar arasında en yüksek bağlanma kuvveti universal adezivin uygulandığı grupta elde edilmiş; en düşük bağlanma kuvveti ise kontrol grubunda gözlenmiştir. En yüksek bağlanma kuvvetini veren ikinci grup HF asitle pürüzlendirilen seramik örnekler olmuştur. Bu durumu, adeziv siman içerisinde bulunan silan ajanının hibrit seramik ile dual-cure rezin siman arasındaki bağlanma kuvvetini arttırmasına bağlamışlardır. Yapılan SEM analizi sonucunda, HF asit ve CoJet'le kumlama ile pürüzlendirilen grupların görüntülerinde rastgele dağılmış ve düzensiz mikroporlar ve boşluklar ile yüzey değişikliklerini gösterdiğini belirtmişlerdir. Özellikle HF asit uygulanmış yüzeylerde, hibrit seramiğin kısmen çözülmüş ve cam benzeri fazlarını görüntülemişlerdir. Bu çalışmada elde edilen SEM bulguları ve bağlanma değerleri mevcut çalışma ile örtüşmektedir.

2022 yılında Wahjuningrum ve ark.'nın (246) yürüttükleri bir çalışmada Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Almanya) materyaline farklı yüzey işlemleri uygulamış ve LuxaCore Z (DMG, Almanya) dual-cure rezin simanla olan bağlanma dayanımını makaslama testi ile değerlendirmişlerdir. Yapılan yüzey işlemleri Al_2O_3 kumlama, 20 sn Monobond (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) uygulama, 60 sn Monobond uygulama, 20 sn %9,6'lık HF asitle pürüzlendirme ve 60 sn %9,6'lık HF asitle pürüzlendirme olarak gruplandırılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre en yüksek bağlanma değerini 60 sn silan uygulanan grup göstermişken en düşük bağlanma değerini Al_2O_3 kumlama grubu göstermiştir. Monobond, self-etch primer dental ajandır. Self-etch primerlar PICN materyaline hidroflorik asit ve silan ile karşılaştırılabilir bağlanma kuvveti sonuçları sağlamaktadır. Self-etch primer, hidroflorik asidin daha az agresif bir alternatifi olarak piyasaya sürülmüştür.

Fizikokimyasal etki, tetrabutylamonyum dihidrojen triflorid ile asidik etkileşim ve trimetoksi propil metakrilat ile kimyasal etkileşimden kaynaklanmaktadır; bu durum, seramik substratın mekanik direncini ve yorulmasını azaltmadan gerçekleşir. Ayrıca, self-etch primerin kullanımı teorik olarak daha yüksek hidrolitik bozulma direncine sahip bir hidrofobik silan tabakası oluşumu ile ilişkilendirilmiştir. Monobond kullanılan grupta bağlanma değerlerinin daha yüksek olması bu duruma bağlanmıştır.

Literatürde, CAD/CAM malzemelerinde polimerik matriks ve dağılmış seramik parçacıkları içeren sistemlerde Al_2O_3 kumlamanın asidik etkileşimden üstün sonuçlar verdiği bildirilmiştir (247). Ancak PICN materyalinde genellikle ters bir durum gözlemlenmektedir. Bu durum, malzemenin mikro yapısal organizasyonu ile ilişkilidir. Al_2O_3 kumlama, hibrit seramik yüzeyinde darbe sonucu mikro çatlaklar oluşturarak pürüzlülük yaratırken, asidik etkileşim cam matriksinin kısmi çözünmesi sonucu mikroporlar oluşturur. Hidroflorik asit ve alüminyum oksit kumlama sonrası silan uygulamaları, PICN materyalinde sırasıyla 147 mJ/m² ve 96 mJ/m² yüzey enerji değerleri ile rapor edilmiştir (248). Bu durum, yüzey pürüzlülüğü ile bağlanma kuvvetini öngörmede güvenilir bir belirleyici olmadığını göstermektedir. Bir diğer olası açıklama, PICN materyalinin diğer hibrit CAD/CAM malzemelerinden farklı olarak alümina ile güçlendirilmiş feldspatik seramikten oluşan gözenekli bir ağ içermesi ve yalnızca üretan dimetakrilat polimer infiltrasyonuna sahip olmasıdır. Bu durum asitleme ajanlarının etkinliğini artırabilir ayrıca Al_2O_3 kumlama kullanıldığında

yüzeyde hasar ve düzensizlik riski artabilir. Bu mekanizma hem kimyasal etki hem de yüzey pürüzlülüğü oluşturabilen yöntemlerin neden benzer pürüzlülük değerleri sağlasa da bağlanma kuvveti sonuçlarının neden kimyasal etkileşim sonrası daha yüksek olabileceğini açıklayabilir. Bu çalışmaya benzer olarak mevcut tez çalışmasında da HF asitle aşındırılan Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Almanya) materyalinin bağlanma değerleri, CoJet (3M ESPE, Almanya) ile kumlamaya göre daha yüksek bulunmuştur. Bunun nedeni CoJet'le kumlama sırasında hibrit materyal yüzeyinde meydana gelen mikro çatlaklar olabilir.

Türker ve ark. (177) yaptıkları bir çalışmada Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Almanya) ve Lava Ultimate (3M ESPE, ABD) seramiklere kontrol, CoJet kaplama, Al_2O_3 kumlama, HF asitle pürüzlendirme ve Z-Prime Plus (Bisco, ABD) uygulama olacak şekilde farklı yüzey işlemleri uygulamış, daha sonra RelyX U200 (3M ESPE, ABD) ve Theracem (Bisco, ABD) rezin simanlarla olan adezyonu incelemişlerdir. Vita Enamic örneklerin RelyX U200 ile adezyonu sağlanan örneklerde en yüksek bağlanma değerlerinin Z-Prime Plus uygulanan seramik grubunda bulunduğunu belirtmişlerdir. Z-Prime Plus uygulanan Vita Enamic materyalinin RelyX U200 simanla olan bağlantısının, HF asitle pürüzlendirilen gruptan daha kuvvetli bulunmasının nedenini CAD/CAM bloklarının ve rezin simanların farklı bileşenleri ile bu materyaller üzerindeki yüzey işlemlerinin malzeme bazlı etkilerine atfetmişlerdir.

Bu çalışmada HF asit ve silan uygulanan seramiklere bağlanma kuvvetlerinin daha yüksek bulunmasının nedeni HF asitle pürüzlendirme sonucu mikromekanik kenetlenme sonrası silan ajanı ile kimyasal bağlanma olabilir. Türker ve ark. çalışmasında kırık analizi sonucunda en sık rastlanan kopma türü karışık kopma olarak bildirilmiştir. Bu durum mevcut tez çalışmasına uymamakla beraber bunun nedeni yapılan çalışmadaki seramik yüzey hazırlığına bağlı olabilir. Bu tez çalışmasında tüm örneklerde yüzey işlemleri sonrası silan uygulanmış olup rezin simanın seramik materyale bağlanma kuvveti artmış buna bağlı olarak da simanın çoğu seramik yüzeyinden ayrılmayıp seramikte adeziv tipte kırılma görülmüş olabilir.

Bu tez çalışmasında elde edilen sonuçların yapılan diğer araştırmalar ile farklılık göstermesinin nedeni olarak farklı yüzey hazırlıklarının tercih edilmesi, adeziv sistemlerdeki farklılıklar ve farklı restoratif materyal seçimine bağlı olabileceği

düşünülmektedir. Tercih edilen test yönteminin farklı olması ve laboratuvar koşulları da sonuçları karşılaştırmayı güçleştirmektedir.

HF asitle pürüzlendirilen veya tribokimyasal silika ile kaplanan PICN materyal yüzeylerine, son kullanım tarihi farklı simanların uygulandığı ve dentine olan bağlanma kuvvetini makaslama testi ile değerlendirilen bu çalışmanın sınırlamaları; kullanılan rezin simanların depolama koşullarının standardize edilememesi, tek tip restoratif materyal kullanımı ve zamana bağlı olarak dental materyallerin fizikokimyasal değişimlerinin net olarak bilinmemesi olabilir.

Kliniklerde hali hazırda aktif olarak kullanılan raf ömrünü tüketmiş veya tüketmeye yakın dental adeziv materyallerin, restoratif materyallere bağlanma dayanımı ve fizikokimyasal içeriğinin zamana bağlı değişiminin materyalin kullanımına etkisi üzerinde yapılacak daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır. Gelecek araştırmaların, raf ömrü farklı adeziv sistemlerin kürlenme dereceleri, bağlanma dayanımları ve sitotoksik özellikleri üzerinde; tükürük, çiğneme kuvvetleri, termal değişiklikler ve ağız ortamının klinik koşulları gibi faktörlerin etkilerini göz önünde bulundurarak yapılması önerilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

HF asitle pürüzlendiren veya tribokimyasal silika ile kaplanan polimer infiltre seramik ağ (PICN) örneklerin son kullanım tarihi farklı dual-cure rezin simanlar kullanarak dentin bağlantısının makaslama testi ile değerlendirildiği çalışmadan elde edilen bulgulara göre;

1. Son kullanım tarihi geçmemiş simanın kullanıldığı gruplardan elde edilen bağlanma dayanımı değerleri, son kullanım tarihi 1,5 yıl veya 1 yıl geçmiş simanın kullanıldığı gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur.
2. Son kullanım tarihi 1,5 yıl geçmiş simanın kullanıldığı gruplar ve son kullanım tarihi 1 yıl geçmiş simanın kullanıldığı grupların bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.
3. HF asitle pürüzlendirilen PICN materyallerinin kullanıldığı gruplarda elde edilen bağlanma dayanımı değerleri, tribokimyasal silika ile kaplanan PICN materyallerinin kullanıldığı gruplarda elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir.
4. Makaslama bağlanma kuvvetlerinin değerlendirildiği bu çalışmada, tüm gruplarda en fazla seramikte adeziv tipte kırılma gözlenmiştir.
5. Kırılma tipleri bağlanma dayanımı ile korelasyon göstermemiştir. Bağlanma dayanımı yüksek olan gruplarda yüksek oranda seramikte adeziv tipte kırığa, bağlanma dayanımı düşük olan gruplarda az da olsa karışık tipte kırıklara rastlanmıştır.
6. Bu çalışma, raf ömrü farklı dental rezin simanlar kullanarak, tek bir restoratif materyalin dentine olan bağlanma dayanımını *in vitro* olarak incelemektedir. Ayrıca, farklı restoratif materyallerle yapılan çalışmalarla, dental adezivlerin raf ömrüne bağlı değişimlerinin *in vivo* olarak da araştırılması gerekmektedir.
7. Adeziv materyallerin raf ömrü süresince meydana gelen değişimlerin, toksik etkileri, fiziksel özellikleri ve kimyasal yapıları üzerindeki etkilerinin araştırılması önerilir.

KAYNAKÇA

1. Al-Wahadni A, Ajlouni R, Al-Omari Q. Shade-match perception of porcelain-fused-to-metal restorations: a comparison between dentist and patient. *J Am Dent Assoc.* 2002;133(4):450-456.
2. Kontonasaki E, Kantiranis N, Papadopoulou L, Chatzistavrou X, Kavouras P, Zorba T, et al. Microstructural characterization and comparative evaluation of physical, mechanical and biological properties of three ceramics for metal-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2008;24(10):1362-1373.
3. Mihali S, Bortun C, Bratu E. Nano-ceramic particle reinforced composite - Lava Ultimate CAD/CAM restorative. *Rev Chim (Bucharest).* 2013;64(3):435-440.
4. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013;29(4):419-426.
5. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc.* 2005;136(12):1714-1723.
6. Lee SJ, Betensky RA, Gianneschi GE, Gallucci GO. Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(6):715-719.
7. Powers JM, Sakaguchi RL. *Craig's Restorative Dental Materials.* 12th ed. Philadelphia, PA: Elsevier Publishing; 2006.
8. Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent.* 2003;89(2):127-134.
9. Anusavice KJ, Hojjatie B. Tensile stress in glass-ceramic crowns: effect of flaws and cement voids. *Int J Prosthodont.* 1992;5(4):351-358.
10. Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent.* 2014;16(6):490-495.

11. De Souza GM, Braga RR, Cesar PF, Lopes GC. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *J Appl Oral Sci.* 2015;23(4):358-368.
12. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent.* 2013;34(1):35-40.
13. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3):268-274.
14. Makishi P, Shimada Y, Sadr A, Wei S, Ichinose S, Tagami J. Nanoleakage expression and microshear bond strength in the resin cement/dentin interface. *J Adhes Dent.* 2010;12(5):423-429.
15. Simon J, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent.* 2012;33(7):12-18.
16. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D. Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent.* 2010;22(6):412-419.
17. Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M. Luting of ceramic inlays *in vitro*: Marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater.* 2008;24(2):185-191.
18. Taschner M, Krämer N, Lohbauer U, Pelka M, Breschi L, Petschelt A, et al. Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with self-adhesive resin cement: A 2-year *in vivo* study. *Dent Mater.* 2012;28(5):535-540.
19. Pegoraro TA, da Silva NRFA, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am.* 2007;51(2):453-471.
20. Moravej-Salehi E, Moravej-Salehi E, Valian A. Surface topography and bond strengths of feldspathic porcelain prepared using various sandblasting pressures. *J Investig Clin Dent.* 2016;7(4):347-354.
21. Motevasselian F, Amiri Z, Chiniforush N, Mirzaei M, Thompson V. In Vitro Evaluation of the Effect of Different Surface Treatments of a Hybrid Ceramic on the

Microtensile Bond Strength to a Luting Resin Cement. J Lasers Med Sci. 2019;10(4):297–303.

22. Chu SJ, Ahmad I. A historical perspective of synthetic ceramic and traditional feldspathic porcelain. Pract Proced Aesthet Dent. 2005;17(10):707-712.
23. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent. 1996;75(1):18-32.
24. Zaimoğlu AC. Sabit Protezler. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları. 2004;189(3):239.
25. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 1999;3(2):100.
26. Van Noort R, Barbour M. Introduction to Dental Materials e-book. 4th ed. Mosby Inc.; 2014;4:192-205.
27. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Philips' Science of Dental Materials. 12th ed. Elsevier Health Sciences; 2012;12:350-370.
28. Bonsor SJ, Pearson G. A Clinical Guide to Applied Dental Materials. Elsevier Health Sciences; 2012;3:150-160.
29. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on ceramics as dental materials. Part 1: ceramic material types in dentistry. J Prosthet Dent. 2011;11(2):109-115.
30. Can G, Eren E, Akın M. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Özyurt Matbacılık; 2014;5:210.
31. Johnston JF, Dykema RW, Potts RG, Rudd KD. Modern Practice in Crown and Bridge Prosthodontics. WB Saunders; 1971;8:45-60.
32. McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics. Vol. I: The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use. Quintessence Publishing; 2019;3:80-120.
33. McLean JW. Evolution of Dental Ceramics in the Twentieth Century. J Prosthet Dent. 2001;85(3):61-66.

34. 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.* 2015;28(3):227-235.
35. Rekow ED. Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story. *J Am Dent Assoc.* 2006;137 Suppl:5S-6S.
36. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent.* 1999;2(1):2-35.
37. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J.* 2011;56(1):97-106.
38. Sneha SM, Abhilasha SB. Cad/Cam In Dental Restorations: An Overview. *Ann Essences Dent.* 2010;2(3):123-128.
39. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28(1):44-56.
40. Çetindağ M. Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2016;6(1):75-85.
41. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent.* 2006;96(2):96-99.
42. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness, and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;20(1):113-125.
43. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc.* 2004;135 Suppl:11S-16S.
44. Mehl A. A new optical 3D-scanning system for CAD/CAM technology. *Int J Comput Dent.* 1999;2(1):45-50.

45. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent.* 2014;112(4):770-777.
46. Dutton E, Ludlow M, Mennito A, Kelly A, Evans Z, Culp A, Kessler R, Renne W. The effect different substrates have on the trueness and precision of eight different intraoral scanners. *J Esthet Restor Dent.* 2020;32(2):204-218.
47. Karaalioglu A, Duymuş ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2008;18(3):45-50.
48. Association GCT. Computerized restorative dentistry: state of the art. *J Am Dent Assoc.* 2001;132(7):12-16.
49. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res.* 2014;58(4):208-216.
50. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont.* 2002;15(5):122-128.
51. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent.* 2012;33(5):298-309.
52. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(9):14-21.
53. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24(3):299-307.
54. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2002;88(3):240-245.
55. Sorensen JA, Munksgaard EC. Ceramic inlay movement during polymerization of resin luting cements. *Eur J Oral Sci.* 1995;103(3):186-189.
56. Sorensen JA, Kang SK, Avera SP. Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dent Mater.* 1991;7(3):56-62.

57. Höland W, Frank M, Rheinberger V. Surface crystallization of leucite in glasses. *J Non Cryst Solids*. 1995;180(2-3):292-307.
58. Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. *In vitro* evaluation of a glass–ceramic restorative material. *J Oral Rehabil*. 1997;24(9):636-645.
59. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*. 1996;17(7):784-786.
60. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *J Prosthodont*. 2004;13(3):141-149.
61. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*. 2000;28(7):529-535.
62. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 1995;74(2):145-150.
63. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress®2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*. 2000;53(4):297-303.
64. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 2002;23:911-922.
65. Naves LZ, Soares CJ, Moraes RR, Gonçalves LS, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. Surface/interface morphology and bond strength to glass ceramic etched for different periods. *Oper Dent*. 2010;35(4):420-427.
66. Harder S, Wolfart S, Eschbach S, Kern M. Eight-year outcome of posterior inlay-retained all-ceramic fixed dental prostheses. *J Dent*. 2010;38(11):875-881.
67. Yenice N, Büyükdere AK. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan tam seramik bloklar ve endikasyonları. *Dental and Medical Journal-Review*. 2020;2(1):45-55.
68. 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):3700-3713.

69. Guess PC, Zavanelli RA, Silva RFA, Bonfante EA, Coelho PG, et al. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Dent Mater.* 2010;29(5):123-130.
70. Reich S, Doz P, Fischer S, Sobotta B, Klapper HU, et al. A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-assisted manufacturing-generated posterior lithium disilicate crowns. *J Prosthet Dent.* 2010;109(4):230-236.
71. Taskonak B, Mecholsky JJ, Anusavice KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials.* 2005;26(16):3235-3241.
72. Gueth J, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dent Mater J.* 2013;32(6):1132-1140.
73. VITA. VITA Suprinity CAD/CAM Restorative Technical and Scientific Documentation. VITA Dental Products. 2013;45-60.
74. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am.* 2011;55(2):333-352.
75. Bindl A, Mörmann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont.* 2002;15(5):451-455.
76. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials.* 2004;25(11):2153-2160.
77. Heffernan M, Aquilino S, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):10-16.
78. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(5):449-456.

79. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.
80. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J*. 2013;7(1):118-122.
81. Zimmermann M, Mehl A, Reich S. New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *Int J Comput Dent*. 2013;16(2):173-181.
82. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204(9):505-511.
83. 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. *Dent Mater*. 2016;32(12).
84. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater*. 2012;28(5):529-534.
85. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent*. 2014;26(6):382-393.
86. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2015;114(4):587-593.
87. American Dental Association. CDT: Code on dental procedures and nomenclature. 2022.
88. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003;134:138-142.
89. Odén A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*. 1998;80(4):450-456.
90. Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*. 2013;29(12):1201-1208.

91. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):557-562.
92. Algharaibeh S, Wan H, Al-Fodeh R, Ireland AJ, Zhang D, Su B. Fabrication and mechanical properties of biomimetic nacre-like ceramic/polymer composites for chairside CAD/CAM dental restorations. *Dent Mater.* 2022;38(1):121-132.
93. Shetty R, Suresh DK, Satish SS, Kumara R, Madhavan FJ. Resin-matrix ceramics: an overview. *Int J Recent Sci Res.* 2015;6(2):1256-1260.
94. Kurtulmus-Yilmaz S, Cengiz E, Ongun S, Karakaya I. The effect of surface treatments on the mechanical and optical behaviors of CAD/CAM restorative materials. *J Prosthodont.* 2019;28(2):496-503.
95. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, et al. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J Prosthet Dent.* 2018;119(3):384-389.
96. Fernandes de Castro EF, Bomfim Azevedo VL, Nima G, Scopin de Andrade O. Adhesion, mechanical properties, and microstructure of resin-matrix CAD-CAM ceramics. *J Adhes Dent.* 2020;22(4):123-130.
97. Çelik E, Sahin SC, Dede DÖ. Shear bond strength of nanohybrid composite to the resin matrix ceramics after different surface treatments. *Photomed Laser Surg.* 2018;36(8):424-430.
98. Matzinger M, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M. Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clin Oral Investig.* 2019;23(2):725-737.
99. Johnson A, Versluis A, Tantbirojn D, Ahuja S. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *J Prosthodont Res.* 2014;58(2):400-77.
100. Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthodont.* 2021;29(4):321-327.

101. Lührs AK, Pongprueksa P, De Munck J, Geurtsen W, Van Meerbeek B. Curing mode affects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. *Dent Mater.* 2014;30(3):281-291.
102. Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent.* 2015;7(4):495-500.
103. Schepke U, Meijer HJ, Vermeulen KM, Raghoobar GM, Cune MS. Clinical bonding of resin nano ceramic restorations to zirconia abutments: a case series within a randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18(5):984-992.
104. Bonfante EA, Suzuki M, Lorenzoni FC, Sena LA, Hirata R, Bonfante G, et al. Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns. *Dent Mater.* 2015;31(8).
105. Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *J Dent Res.* 2016;95(5):487-495.
106. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent.* 2015;113(6):534-540.
107. Strasser T, Preis V, Behr M, Rosentritt M. Roughness, surface energy, and superficial damages of CAD/CAM materials after surface treatment. *Clin Oral Investig.* 2018;22(8):2787-2797.
108. Sannino G. Cerec CAD/CAM chairside system. *Oral Implantol (Rome).* 2014;57:230-235.
109. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* 2014;30(5):564-569.

110. Chen C, Trindade FZ, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater.* 2014;30(9):954-962.
111. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;20:113-125.
112. Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res.* 2014;93(1):62-67.
113. Aboushelib MN, Elsafi MH. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Mater.* 2016;32(4):529-534.
114. Arnetzla G. Hybrid materials offer new perspectives: Neue Perspektiven durch Hybridmaterialien. *Int J Comput Dent.* 2015;18(2):177-186.
115. Demirel G, Baltacıoğlu İH. Influence of different universal adhesives on the repair performance of hybrid CAD-CAM materials. *Restor Dent Endod.* 2019;44(3):23.
116. Çetin G. Rezin Matriks Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemlerinin Bağlanma Dayanımına Etkisi. *ADNA Klinik Bilimler Dergisi.* 2022;1:75-85.
117. Meerbeek B Van, Yoshihara K, Landuyt K Van, Yoshida Y, Peumans M. From Buonocore's pioneering acid-etch technique to self-adhering restoratives: A status perspective of the rapidly advancing dental adhesive technology. *Dent Mater.* 2017;33(1):1-15.
118. Hadad R, Hobson R, McCabe JF. Micro-tensile bond strength to surface and subsurface enamel. *Dent Mater.* 2006;22(5):456-462.

119. Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: Recommendations for success. *J Am Dent Assoc.* 2011;142(4):20-24.
120. Moravej-Salehi E, Valian A. Surface topography and bond strengths of feldspathic porcelain prepared using various sandblasting pressures. *J Investig Clin Dent.* 2016;7(4):347-354.
121. Pradíes G, Godoy-Ruiz L, Özcan M, Moreno-Hay I, Martínez-Rus F. Analysis of surface roughness, fracture toughness, and Weibull characteristics of different framework-veneer dental ceramic assemblies after grinding, polishing, and glazing. *J Prosthodont.* 2019;28(1):216-21.
122. Han GJ, Kim JH, Cho BH, Oh KH, Jeong JJ. Promotion of resin bonding to dental zirconia ceramic using plasma deposition of tetramethylsilane and benzene. *Eur J Oral Sci.* 2017;125(1):81-87.
123. Demirtag Z, Culhaoglu AK. Surface roughness of ceramic-resin composites after femtosecond laser irradiation, sandblasting or acid etching and their bond strength with and without silanization to a resin cement. *Oper Dent.* 2019;44(2):156-167.
124. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dent Mater.* 2018;34(1):13-28.
125. Kurt M, Külünk T, Ural Ç, Külünk Ş, Danişman Ş, Savaş S. The effect of different surface treatments on cement-retained implant-supported restorations. *J Oral Implantol.* 2013;39(1):44-51.
126. Heikkinen T, Lassila L, Matinlinna JP, Vallittu PK. Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. *Acta Odontol Scand.* 2007;65(4):241-248.
127. Özcan M. The use of chairside silica coating for different dental applications: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2002;87(5):469-472.
128. Lawson N, Litaker M, et al. Choice of cement for single-unit crowns: Findings from the National Dental Practice-Based Research Network. *J Am Dent Assoc.* 2019;150(2):123-130.

129. Crispin BJ. Contemporary esthetic dentistry: Practice fundamentals. *Implant Dent.* 1995;4(3):67-68.
130. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 1998;19(3):307-325.
131. Blatz MB, Sadan A, Arch GH, Lang BR. *In vitro* evaluation of long-term bonding of Procera AllCeram alumina restorations with a modified resin luting agent. *J Prosthet Dent.* 2003;89(4):381-387.
132. Uludamar A, Başçiftçi FA. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dent J.* 2011;14(2):140-153.
133. Manso AP, Silva NRFA, Bonfante EA, Pegoraro TA, Thompson VP, Della Bona A. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 2011;55(2):311-332.
134. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *J Dent.* 2011;39(1):30-36.
135. Chang JC, Nguyen T, Duong JH, Ladd GD. Tensile bond strengths of dual-cured cements between a glass-ceramic and enamel. *J Prosthet Dent.* 1998;79(5):503-507.
136. Al-Assaf K, Chakmakchi M, Palaghias G, Karanika-Kouma A, Eliades G. Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. *Dent Mater.* 2007;23(7):829-839.
137. Gerth HUV, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites: A comparative study. *Dent Mater.* 2006;22(10):934-941.
138. Türk AG, Ulusoy M, Önal B. İndirekt restorasyonlarda kullanılan kompozit rezin simanlar. *Ege Univ Dis Hekim Fak Derg.* 2014;35(1):1-8.
139. Zhu XM, Zhou JF, Guo H, Zhang XF, Liu XQ, Li HP, et al. Effects of a modified cold atmospheric plasma jet treatment on resin-dentin bonding. *Dent Mater J.* 2018;37(5):798-804.

140. Kelly JR, Benetti P, Rungruanganunt P, Della Bona A. The slippery slope: Critical perspectives on *in vitro* research methodologies. Dent Mater. 2012;28(1):41-51.
141. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength: Evaluation of a micro-tensile bond test. Dent Mater. 1994;10(1):236-241.
142. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. Dent Mater. 2002 Jul;18(5):380-388.
143. Kunt GE, Çetiner RB. Mekanik testler: bükülme dayanıklılığı ve ölçümü, sıkıştırma, germe, eğilme, bağlanma, çekme, itme, makaslama. Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics. 2017;3(3):10.
144. Elmas M, Başaran E, İzgi AD. Diş Hekimliğinde Kullanılan Bağlanma Dayanımı Test Metotları. Atatürk Univ Dis Hekim Fak Derg. 2021;31(2):283-288.
145. Pezzotti G, Affatato S, Rondinella A, Yorifuji M, Marin E, Zhu W, et al. *In vitro* versus *in vivo* phase instability of zirconia-toughened alumina femoral heads: A critical comparative assessment. Materials (Basel). 2017;10(5):462.
146. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent. 1999;27(2):89-99.
147. Goiato MC, Dos Santos DM, Baptista GT, Moreno A, Andreotti AM, Bannwart LC, et al. Effect of thermal cycling and disinfection on colour stability of denture base acrylic resin. Gerodontology. 2013;30(4):276-282.
148. Rahaman Ali AAA, John J, Mani SA, El-Seedi HR. Effect of thermal cycling on flexural properties of microcrystalline cellulose-reinforced denture base acrylic resins. J Prosthodont. 2020;29(7):611–616.
149. Çakmak G, Donmez MB, Akay C, Abou-Ayash S, Schimmel M, Yilmaz B. Effect of thermal cycling on the flexural strength and hardness of new-generation denture base materials. J Prosthodont. 2022;31(4):123-130.

150. Liu X, Song D, He X, Wang Z, Zeng M, Wang L. Quantitative analysis of coal nanopore characteristics using atomic force microscopy. *Powder Technol.* 2019;343:1-9.
151. Steiner R, Beier US, Heiss-Kisielewsky I, Engelmeier R, Dumfahrt H, Dhima M. Adjusting dental ceramics: an *in vitro* evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *J Prosthet Dent.* 2015;113(6):616–622.
152. Usluoglu Y, Kazan R. Yüzey pürüzlülük parametreleri. *Yuzey Bilimi Dergisi.* 2000;43–50.
153. Niemczewska-Wójcik M. Concept for a research methodology of surface topography–testing and analysis of tribological wear traces. *Tribologia.* 2022;22(3):231-240.
154. Chapman SK. Working with a scanning electron microscope. Lodgemark Press. 1986;125-135.
155. Cowan A, Wilson N, Wilson M, Watts D. The application of ESEM in dental materials research. *J Dent.* 1996;375.
156. Barutcigil K, Barutcigil Ç, Kul E, Özarslan MM, Buyukkaplan US. Effect of different surface treatments on bond strength of resin cement to a CAD/CAM restorative material. *J Prosthodont.* 2019;28(1):71–78.
157. Cengiz T, Mısırlıgil A. Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji. Güneş Kitabevi Ltd Şti, Ankara. 2004;150-165.
158. Poticny DJ, Klim J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *J Am Dent Assoc.* 2010;141:5S-9S.
159. Saygili G, Şahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil.* 2003;30(7):758–764.
160. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth. *J Dent Res.* 2018;97(10):1082–1091.

161. Pallesen U, Van Dijken JWV. An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *Eur J Oral Sci.* 2000;108(3):239–246.
162. Otto T, Schneider D. Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. *Int J Prosthodont.* 2008;21(6):523–529.
163. Palacios T, Tarancón S, Pastor JY. On the mechanical properties of hybrid dental materials for CAD/CAM restorations. *Polymers (Basel).* 2022;14(16):1-12.
164. Guess PC, Selz CF, Steinhart YN, Stampf S, Strub JR. Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all-ceramic partial-coverage restorations: 7-year results. *Int J Prosthodont.* 2013;26(1):21-25.
165. He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater.* 2011;27(6):527-534.
166. Vanoorbeek S, Vandamme K, Lijnen I, Naert I. Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: A 3-year clinical study. *Int J Prosthodont.* 2010;23(5):429-435.
167. Blatz MB, Conejo J, Alammar A, Ayub J. Current protocols for resin-bonded dental ceramics. *Dent Clin North Am.* 2022;66:603-625.
168. Guggenbühl S, Alshihri A, Husain NAH, Özcan M. Adhesion of resin-resin and resin-lithium disilicate ceramic: A methodological assessment. *Materials (Basel).* 2021;14(14):1-12.
169. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater.* 2016;32(11):275-83.
170. Coldea A, Swain MV, Thiel N. *In-vitro* strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;26(1):34-42.
171. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* 2014;30(5):564-569.

172. 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(4):268-274.
173. Bona A Della, Della A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II-The relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *J Appl Oral Sci*. 2012;20(2):238-244.
174. Sevmez H, Güngör MB, Yılmaz H. Surface treatments of all ceramic restorations. *EÜ Dişhek Fak Derg*. 2018;39(2):101-110.
175. Campos F, Almeida CS, Rippe MP, De Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Resin bonding to a hybrid ceramic: Effects of surface treatments and aging. *Oper Dent*. 2016;41(2):171-178.
176. Conejo J, Ozer F, Mante F, Atria PJ, Blatz MB. Effect of surface treatment and cleaning on the bond strength to polymer-infiltrated ceramic network CAD-CAM material. *J Esthet Restor Dent*. 2019;31(3):207-213.
177. Türker N, Büyükkaplan UŞ, Başar EK, Özarslan MM. The effects of different surface treatments on the shear bond strengths of two dual-cure resin cements to CAD/CAM restorative materials. *J Adv Prosthodont*. 2020;12(4):189-196.
178. Lise DP, Van Ende A, De Munck J, Vieira LCC, Baratieri LN, Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of composite cement to novel CAD/CAM materials as a function of surface treatment and aging. *Oper Dent*. 2017;42(1):73-81.
179. Nagasawa Y, Hibino Y, Eda Y, Nakajima H. Effect of surface treatment of CAD/CAM resin composites on the shear bond strength of self-adhesive resin cement. *Dent Mater J*. 2021;40(2):364–78.
180. Ramakrishnaiah R, Alkheraif AA, Divakar DD, Matinlinna JP, Vallittu PK. The effect of hydrofluoric acid etching duration on the surface micromorphology, roughness, and wettability of dental ceramics. *Int J Mol Sci*. 2016;17(6):1-12.
181. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on ceramics as dental materials. Part I: Ceramic material types in dentistry. *Silicon*. 2011;3(3):109–15.

182. Alex G. Preparing porcelain surfaces for optimal bonding. *Compend Contin Educ Dent*. 2008;29(6):324–35.
183. Yu H, Du C, Cao Y. Shear bond test of HF acid etching machinable porcelain bonded to enamel with different concentration and disposing time. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 1998;16(2):169–71.
184. Blatz MB, Conejo J, Alammar A, Ayub J. Current protocols for resin-bonded dental ceramics. *Dent Clin North Am*. 2022;66:603–25.
185. Lung CY, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: An overview. *Dent Mater*. 2012;28(5):467–77.
186. Özcan M, Cura C, Valandro LF. Early bond strength of two resin cements to Y-TZP ceramic using MPS or MPS/4-META silanes. *Odontology*. 2011;99(1):62–7.
187. Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MA. Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. *Int J Prosthodont*. 2003;16(3):277–82.
188. Şişmanoğlu S, Gürcan AT, Yildirim-Bilmez Z, Turunç-Oğuzman R, Gümüştas B. Effect of surface treatments and universal adhesive application on the microshear bond strength of CAD/CAM materials. *J Adv Prosthodont*. 2020;12(1):22–32.
189. Roulet JF, Soderholm KJM, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *J Dent Res*. 1995;74(3):381–7.
190. Meng X, Yoshida K, Atsuta M. Microshear bond strength of resin bonding systems to machinable ceramic with different surface treatments. *J Adhes Dent*. 2008;10(3):1164–70.
191. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *J Oral Rehabil*. 2000;27(2):103–10.
192. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *J Oral Rehabil*. 2005;32(8):598–605.

193. Peumans M, Valjakova E, De Munck J, Cece B, Mishevsk B, et al. Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials. *J Adhes Dent*. 2016;18(4):307–13.
194. Fabianelli A, Pollington S, Papacchini F, Goracci C, Cantoro A, Ferrari M, et al. The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *J Dent*. 2010;38(1):39–43.
195. Liu Q, Meng X, Yoshida K, Luo X. Bond degradation behavior of self-adhesive cement and conventional resin cements bonded to silanized ceramic. *J Prosthet Dent*. 2011;105(3):177–84.
196. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Özcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*. 2004;17(2):155–64.
197. Shen C, Oh WS, Williams JR. Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. *Int J Prosthodont*. 2002;11(5):399–405.
198. Elsaka SE. Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dent Mater J*. 2015;34(2):161–7.
199. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater*. 2007;23(1):71–80.
200. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJT. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil*. 2011;38(4):295–314.
201. Türkmen C, Durkan M, Öksüz M. Shear bond strength of indirect composites luted with three new self-adhesive resin cements to dentin. *J Adhes*. 2009;85(12):919–31.
202. Kaymaz A, Nalbant AD. Rezin simanlar ve kullanım alanları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*. 2022;4(2):71–7.
203. Canatan S. CAD/CAM sistemi ile üretilen hibrit seramik inley ve onley restorasyonların adezyonunda farklı rezin simanların etkisinin klinik olarak karşılaştırılması. *Hacettepe Üni, Ankara*. 2010;3(1):45-52.

204. Fujita K, Nishiyama N. Degradation of single bottle type self-etching primer effectuated by the primer's storage period. *Am J Dent*. 2006;19(2):111–4.
205. Souza M, Carneiro K, Lobato M, Rodrigues P, Góes M. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci*. 2010;18(3):207–14.
206. Salz U, Zimmermann J, Zeuner F. Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. *J Adhes Dent*. 2005;7(1):15–25.
207. Sabbagh J, Nabbout F, Jabbour E, Leloup G. The effect of expiration date on mechanical properties of resin composites. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2018;8(2):99–103.
208. Pashley DH, Tay FR, Breschi L. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater*. 2011;27(1):1–16.
209. Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res*. 2002;81(7):472–6.
210. Ma S. Development of a self-etching primer with higher shelf life and greater dentin bond stability. *Dent Mater J*. 2010;29(1):57–67.
211. Mazzitelli C, Maravic T, Sebold M, Checchi V, Josic U, Breschi L, et al. Effect of shelf-life of a universal adhesive to dentin. *Int J Adhes Adhes*. 2020;102:1–7.
212. Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2005;21(10):984–91.
213. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MYM, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials*. 2002;23(7):1164–70.
214. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*. 1995;11(2):117–36.

215. Shahdad SA, Kennedy JG. Bond strength of repaired anterior composite resins: an *in vitro* study. *Int J Prosthodont*. 1993;6(3):210–8.
216. Oilo G. Bond strength testing - what does it mean? *Int Dent J*. 1993;43(5):492–6.
217. International Organization for Standardization. ISO 11405: Dental materials - Testing of adhesion to tooth structure. 2nd ed. Geneva: Switzerland. 2003.
218. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003;28(3):215–35.
219. Rueggeberg FA. Substrate for adhesion testing to tooth structure - review of the literature. *Dent Mater*. 1991;7(1):2–10.
220. Lee JJ, Mettey-Marbell A, Cook A, Pimenta LAF, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: The effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc*. 2007;138(12):1599–603.
221. Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H. Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *J Prosthet Dent*. 2010;104(2):92–7.
222. Tosun G, Şener Y, Şahin A. Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg*. 2005;29(3):2–6.
223. Şengün A, Öztürk B, Ülker M, Dişçioğlu F, Özer F. Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi. *Gazi Üniversitesi Diş Hek Fak Derg*. 2005;22(3):8–163.
224. Palmer DS, Barco MT, Billy E. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*. 1992;67(3):325–30.
225. Karagözoğlu İ, Aksel L. Bonding performance of different types of expired and unexpired composite resin cements. *Int Dent Res*. 2023;13(2):54–9.

226. Cuevas-Suárez CE, Ramos TS, Rodrigues SB, Collares FM, Zanchi CH, Lund RG, et al. Impact of shelf-life simulation on bonding performance of universal adhesive systems. *Dent Mater*. 2019;35(9):204-19.
227. Azarpira G, Ahmadizenouz G, Mokhtarpour F, Ezoji F. Effect of expiration date of universal adhesives on the alterations of micro tensile bond strength of composite resin to dentin. *Caspian J Dent Res*. 2022;11:106–14.
228. Carvalho CN, Lanza MDS, Dourado LG, Carvalho EM, Bauer J. Impact of solvent evaporation and curing protocol on degree of conversion of etch-and-rinse and multimode adhesives systems. *Int J Dent*. 2019;2019:1–8.
229. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater*. 2002;18(3):296–308.
230. Nishiyama N, Tay FR, Fujita K, Pashley DH, Ikemura K, Hiraishi N, et al. Hydrolysis of functional monomers in a single-bottle self-etching primer - Correlation of ¹³C NMR and TEM findings. *J Adhes Dent*. 2007;9(3):277–82.
231. Turini NK, Berger SB, Lopes MB, Silva RP, Contreras DP, Carvalho-Ferreira Tde J, et al. Shelf life effects on the bond strength and microhardness of self-adhesive resin cements. *J Clin Exp Dent*. 2024;16(5):562-9.
232. Ozer F, Ovecoglu S, Daneshmehr L, Sinmazisik G, Kashyap K, et al. Effect of storage temperature on the shelf life of self-adhesive resin cements. *J Adhes Dent*. 2015;17(6):545–50.
233. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*. 2011;27(1):17–28.
234. Nishiyama N, Suzuki K, Yoshida H, Teshima H, Nemoto K. Hydrolytic stability of methacrylamide in acidic aqueous solution. *Biomaterials*. 2004;25(6):965–9.
235. Moszner N, Hirt T. New polymer-chemical developments in clinical dental polymer materials: Enamel-dentin adhesives and restorative composites. *J Polym Sci A Polym Chem*. 2012;50(22):4369–402.

236. Iliev G, Hardan L, Kassis C, Bourgi R, Cuevas-Suárez CE, Lukomska-Szymanska M, et al. Shelf life and storage conditions of universal adhesives: A literature review. *Polymers*. 2021;13(11):163.
237. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. *In vitro* degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials*. 2003;24(21):3795–803.
238. Betancourt DE, Baldion PA, Castellanos JE. Resin-dentin bonding interface: Mechanisms of degradation and strategies for stabilization of the hybrid layer. *Int J Biomater*. 2019;2019:1–15.
239. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc*. 2003;69(11):726–31.
240. Hardan L, Bourgi R, Kharouf N, Mancino D, Zarow M, Jakubowicz N, et al. Bond strength of universal adhesives to dentin: A systematic review and meta-analysis. *Polymers*. 2021;13(35):1–35.
241. Bourgi R, Daood U, Bijle MN, Fawzy A, Ghaleb M, Hardan L. Reinforced universal adhesive by ribose crosslinker: A novel strategy in adhesive dentistry. *Polymers (Basel)*. 2021;13(5):1–16.
242. Meereis CTW, Leal FB, Ogliari FA. Stability of initiation systems in acidic photopolymerizable dental material. *Dent Mater*. 2016;32(7):889–98.
243. Sodr  CS, Albuquerque PPAC, Isolan CP, Moraes RR, Schneider LF. Relative photon absorption determination and the influence of photoinitiator system and water content on C=C conversion, water sorption/solubility of experimental self-etch adhesives. *Int J Adhes Adhes*. 2015;63:152–7.
244. Guo X, Peng Z, Spencer P, Wang Y. Effect of initiator on photopolymerization of acidic, aqueous dental model adhesives. *J Biomed Mater Res A*. 2009;90(4):1120–7.

245. Şişmanoğlu S, Turunç-Oğuzman R. Microshear bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to CAD/CAM restorative materials: Effect of surface treatment and aging. *J Adhes Sci Technol*. 2020;34(22):2484–98.
246. Wahjuningrum DA, Norberto CRJ, Fernanda MML, Sari AA, Pawar AM, Cruz González AC. Micro-shear bond strength of different surface treatments on a polymer infiltrated ceramic network. *F1000Res*. 2022;11(1):798.
247. Eldafrawy M, Greimers L, Bekaert S, Gailly P, Lenaerts C, Nguyen JF, et al. Silane influence on bonding to CAD-CAM composites: An interfacial fracture toughness study. *Dent Mater*. 2019;35(9):1279–90.
248. Chuenjit P, Suzuki M, Shinkai K. Effect of various surface treatments on the bond strength of resin luting agent and the surface roughness and surface energy of CAD/CAM materials. *Dent Mater J*. 2021;40(1):16–25.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Şeyma	Uyruğu	Türk
Soyadı	HACIALİEFENDİOĞLU	Tel no	
Doğum tarihi		e-posta	

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
Lise	Malatya Anadolu Lisesi	2015
Lisans	Hacettepe Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi	2020
Yüksek Lisans		
Doktora		

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)
Arş. Gör.	Akdeniz Üniversitesi	2021-2025

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı
Tıp-Dil		88

Proje Deneyimi

Proje Adı	Destekleyen kurum	Süre (Yıl-Yıl)

Burslar-Ödüller:

Yayınlar ve Bildiriler:

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
Tıbbi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Akdeniz Üniversitesi Tıbbi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Morfoloji Binası F Blok 1. Kat No: 11-05 Kampüs /ANTALYA
	TELEFON	
	E-POSTA	
PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI		Prof.Dr.Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN
ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Farklı Yüzey İşlemi Uygulanmış Nano Hibrit Bir Seramiğe Son Kullanım Tarihi Farklı Dual-Cure Rezin Simanların Bağlanma Dayanımının İncelenmesi
KARAR BİLGİLERİ	Karar No:TBAEK- 689	Tarih: 03.10.2024
	Daha önce onayı verilen (13.09.2023/610) "Son Kullanım Tarihi Farklı Dual-Cure Rezin Simanlarda Kırılma Dayanımı ve Yüzey Yapısının İncelenmesi" adlı araştırma başlığının "Farklı Yüzey İşlemi Uygulanmış Nano Hibrit Bir Seramiğe Son Kullanım Tarihi Farklı Dual-Cure Rezin Simanların Bağlanma Dayanımının İncelenmesi" olarak değiştirilmesi konulu 19.09.2024 tarihli dilekçe ve ekleri görüşülerek, kurul üyeleri bilgilendirildi, uygun bulundu.	

Prof.Dr.Mehmet Rıfka AKTEKİN
Kurul Başkanı

Dr.Saffet ÖZTÜRK
Başkan Yardımcısı

Prof.Dr.Emine EFE
Üye

Prof.Dr.Selen DOĞAN
Üye (İznil)

Prof.Dr.Emine EFE
Üye

Dr.Ömer KIRINLI
Üye

Doç.Dr. Rana CAN ÖZDEMİR
Üye

Doç.Dr.T.Ö. TURAL KARA
Üye

Doç.Dr. Utku İLTAR
Üye