



**FARKLI İÇERİK VE pH DEĞERLERİNE SAHİP UNİVERSAL ADEZİV
SİSTEMLERİN DENTİNE MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Sena BALABAN

Danışman

Prof. Dr. Hacer DENİZ ARISU

UZMANLIK TEZİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

MAYIS 2025

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Sena BALABAN

07/05/2025

FARKLI İÇERİK VE pH DEĞERLERİNE SAHİP UNİVERSAL ADEZİV
SİSTEMLERİN DENTİNE MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMININ
DEĞERLENDİRİLMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Sena BALABAN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Mayıs 2025

ÖZET

Bu *in vitro* çalışmada farklı fonksiyonel monomer ve çözücü içeriğine sahip, farklı asiditedeki universal adeziv sistemlerin farklı modlarda kullanımlarının dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerinin, altın standart olarak kabul edilen iki aşamalı self-etch adeziv sistem ve üç aşamalı total-etch adeziv sistem ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amaçlandı. Çalışmada dentin yüzeyi elde etmek için 110 adet çekilmiş gömülü üçüncü molar diş kullanıldı. Dişlerin kuronları mesio-distal yönde ikiye ayrılarak kullanıldı ve 220 adet dentin yüzeyi elde edildi. Hazırlanan kesitler kullanılan adeziv sisteme (All Bond Universal, OptiBond Universal, G2-Bond Universal, Clearfil SE Bond, OptiBond FL), asitleme moduna (etch-and-rinse ve self-etch) ve asitleme süresine (3s, 15s) göre rastgele 11 gruba ayrıldı. Test edilen adeziv sistemler, üretici firma önerileri doğrultusunda dentin yüzeyine uygulandı. Adeziv uygulanmış dentin yüzeylerine Ultradent jig kullanılarak Filtek Z550 kompozit 2 tabaka halinde uygulandı. Aynı dişin iki farklı yüzünden elde edilen ve aynı adeziv basamaklar uygulanan numunelerin yarısının makaslama bağlanma dayanım değerleri 37°C etüvde distile su içerisinde 24 saat bekleme süresinin sonunda test edilirken diğer yarısının makaslama bağlanma dayanım değerleri 5.000 döngülük termal yaşlandırma sonrasında test edildi. Elektron mikroskop analizi için her grup için 2 adet numune hazırlandı. Başlangıç makaslama bağlanma dayanım değerleri en yüksek self-etch modunda kullanılan All-Bond Universal grubundan (20.96 Mpa), en düşük etch and rinse modunda kullanılan G2-Bond Universal grubundan (7.87 Mpa) elde edildi. G2-Bond Universal adeziv hariç universal adezivlerin asitleme modu arasında makaslama bağlanma dayanım değeri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). Aynı asitleme sürelerinde kullanılan universal adezivler arasında en yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri All-Bond Universal gruplarından elde edildi. Termal döngü ile yaşlandırma sonrası en yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri self-etch modunda kullanılan G2-Bond Universal grubundan (16.33 Mpa), en düşük etch and rinse modunda kullanılan OptiBond Universal grubundan (8.13) elde edildi. Self-etch modunda kullanılan universal adezivlerin makaslama bağlanma dayanım değeri kontrol grubu ile benzer bulundu. 15 saniye asit uygulanan grupların makaslama bağlanma dayanım değeri All-Bond Universal grubu hariç kontrol grubundan düşük bulundu. Sonuç olarak bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde universal adezivlerin bağlanma dayanımının özellikle ER modunda kullanıldığında adezivin kimyasal içeriği ve pH'ından etkilendiği söylenebilir.

Bilim Kodu : 10101.08
Anahtar Kelimeler : Asitle aşındırma, Dentin adezivleri, Dental bağlanma, pH
Sayfa Adedi : 90
Danışman : Prof. Dr. Hacer DENİZ ARISU

EFFECT OF PH AND COMPOSITION OF UNIVERSAL ADHESIVES ON BOND STRENGTH AT DIFFERENT ETCHING MODES

(Speciality Thesis)

Sena BALABAN

GAZİ UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

May 2025

ABSTRACT

This in vitro study aimed to evaluate dentin shear bond strength of three universal adhesives with different pH and compositions at different etching modes in comparison with conventional self-etch and etch-and-rinse adhesive systems, which are accepted as the gold standard. In this study, 110 extracted impacted third molar teeth were used. The crowns were split in the mesio-distal direction, obtaining a total of 220 dentin surfaces. The two sections derived from the same tooth were utilized for pre- and post-aging evaluations within the same group. The sections divided into 11 groups according to the adhesive systems (OptiBond FL, Clearfil SE Bond, All Bond Universal, OptiBond Universal, G2-Bond Universal), the etching modes (etch-and-rinse or self-etch) and the etching times (3s or 15s). The tested adhesive systems were applied to the dentin surface in accordance with the manufacturer's recommendations. Filtek Z550 composite was applied in two layers to the adhesive-applied dentin surfaces using Ultradent jig. Half of the samples in each group were artificially aged in thermal cyclor of 5000 cycles which corresponds to 6 months of clinical aging. The shear bond strength test of non-aged samples were performed after storage of 24-hour, while the other samples were tested after thermal aging. Two additional samples from each group were prepared for scanning electron microscopy (SEM) analysis. The highest immediate bond strength value was obtained in AL-SE (20.96 MPa), while the lowest was obtained in G2-ER (7.87 MPa). No statistically significant difference was found between ER and SE modes of universal adhesives except for G2-Bond Universal. The All-Bond Universal groups demonstrated the highest bond strength at all etching modes. After thermal aging, the highest shear bond strength value was obtained in the G2-SE (16.33 MPa) and the lowest was obtained in the OP-15 (8.13 MPa). After thermal aging, the shear bond strength of the CSE decreased significantly, whereas the shear bond strength of the G2-15 increased significantly ($p < 0.05$). Although all universal adhesives used in the SE mode exhibited similar bond strength values to CSE ($p > 0.05$), universal adhesives used in the ER mode demonstrated lower bond strength values compared to OPFL ($p < 0.05$), except of AL-15 group ($p > 0.05$). Within the limitations of this study, it can be concluded that dentin bond strength of universal adhesives affected by adhesives' compositions and pH especially when used in ER mode.

Science Code : 10101.08

Key Words : Acid etching, Dentin-bonding agents, Dental bonding, pH

Page Number : 90

Supervisor : Prof. Dr. Hacer DENİZ ARISU

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca, mesleki bilgi ve tecrübesinin yanı sıra; sevgi, hoşgörü ve desteğini esirgemeyen; sadece bir akademisyen olarak değil, aynı zamanda bir öğretmen ve insan olarak bana örnek olan değerli tez danışmanım Prof. Dr. Hacer DENİZ ARISU'ya,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübeleriyle mesleki gelişimime katkıda bulunan başta Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI'ya olmak üzere, Prof. Dr. Oya BALA'ya, Prof. Dr. Suat ÖZCAN'a, Doç. Dr. Sinem AKGÜL'e, Doç. Dr. Cemile KEDİCİ ALP'e, Doç. Dr. Hanife ALTINIŞIK'a, Dr. Öğr. Üyesi Merve NEZİR'e ve Öğr. Gör. Melike AYDOS EKİZ'e,

Hayatımın her anında olduğu gibi, bu önemli süreçte de karşılaştığım tüm zorlukları sabırla ve sevgiyle göğüsleyerek her daim yanımda olan, desteğiyle güç veren, anlayışıyla her sıkıntıyı hafifleten kıymetli nişanlım Arş. Gör. Dt. Mert KARAKAŞ'a,

Uzmanlık eğitimim süresince mesleki katkılarının yanında dostluklarıyla bu emek dolu süreci daha keyifli hale getiren değerleri asistan arkadaşlarım Arş. Gör. Dt. Zeynep AYDIN'a, Arş. Gör. Dt. Asude OĞUZ'a, Arş. Gör. Dt. Ayşenur YAZIM'a, Arş. Gör. Dt. İlknur AKAY'a, Arş. Gör. Dt. Sümeyye KANLIDERE'ye, Arş. Gör. Dt. Arda BİNGÜL'e ve Arş. Gör. Dt. Umut DAĞDEVİREN'e,

Üniversite yıllarında başlayan dostluğumuzu emek, hoşgörü ve sabırla bugünlere taşıyan kıymetli arkadaşım Uzm. Dt. Damla BİLGİN AVŞAR'a,

Varlıklarıyla bana güç veren, sabırla her adımımı destekleyen, motivasyonumu kaybettiğim anlarda yeniden ayağa kalkmamı sağlayan değerli annem Nilüfer BALABAN'a ve değerli babam Tarık BALABAN'a, desteği ve neşesiyle en zor zamanlarımı bile kolaylaştıran kıymetlim Serra BALABAN'a sonsuz teşekkür ederim. Her zaman arkamda duran ve bana inanan ailemin desteği, bu başarımın en kıymetli parçasıdır.

Bu *in-vitro* tez çalışması “TDH-2023-8535” kodlu proje ile Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dış Sert Dokuları	3
2.1.1. Mine dokusu	3
2.2. Adezyon	5
2.2.1. Adezyonu etkileyen faktörler.....	5
2.2.2. Adezyon çeşitleri	7
2.2.3. Mineye adezyon.....	8
2.2.4. Dentine adezyon	9
2.3. Dental Adezivler	10
2.3.1. Dental adezivlerin tarihçesi	10
2.3.2. Etch and rinse adezivler (ER).....	12
2.3.3. Self-etch adezivler (SE).....	14
2.3.4. Universal adezivler	16
2.3.5. Dental adezivlerin kimyasal içeriği	18
2.4. Bağlanma Dayanım Testleri.....	27

	Sayfa
2.4.1. Makaslama bağlanma dayanım testleri	28
2.4.2. Gerilim bağlanma dayanım testleri	30
2.5. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri.....	30
2.5.1. Su ile yaşlandırma	31
2.5.2. Termal yaşlandırma	31
2.5.3. Oklüzal yükleme döngüsü ile yaşlandırma.....	31
2.6. Çalışmanın Amacı ve Sıfır Hipotezleri.....	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	33
3.1. Power Analiz.....	33
3.2. Materyaller.....	33
3.3. Laboratuvar Aşamaları.....	35
3.3.1. Numunelerin hazırlanması.....	35
3.3.2. Termal döngü	42
3.3.3. Makaslama bağlanma dayanım testi.....	42
3.3.4. Kırılma analizleri	43
3.3.5. Taramalı elektron mikroskobu analizi	43
3.4. İstatistiksel Analiz.....	44
4. BULGULAR	45
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Bulguları	45
4.1.1. Başlangıç ve termal yaşlandırma sonrası elde edilen makaslama bağlanma dayanım değerleri bulguları	45
4.1.2. Kullanılan adeziv tiplerine göre makaslama bağlanma dayanım değerlerinin karşılaştırılması	47
4.1.3. Asitleme sürelerine göre makaslama bağlanma dayanım değerlerinin karşılaştırılması.....	50
4.2. Kırılma Yüzey Analizi Bulguları	53
4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi Bulguları	55

	Sayfa
5. TARTIŞMA.....	57
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	71
KAYNAKLAR.....	73
EKLER.....	83
EK-1. Etik Kurul İzni.....	84
ÖZGEÇMİŞ	88



ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Mine ve dentin dokularının organik, inorganik yapıları ve su içeriklerinin karşılaştırılması	4
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller, kimyasal içerikleri ve uygulama talimatları	34
Çizelge 4.1. Başlangıç ve termal yaşlandırma sonrası makaslama bağlanma dayanım değerleri.....	45
Çizelge 4.2. Kırılma analizi bulguları	53
Çizelge 4.3. EDS analizi bulguları	56

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Adezyon arayüzeyi.....	5
Şekil 2.2. GPDM molekülün kimyasal yapısı	20
Şekil 2.3. 10-MDP molekülünün kimyasal yapısı.....	20
Şekil 2.4. 6-MHP molekülünün kimyasal yapısı.....	21
Şekil 2.5. MAC-10 molekülünün kimyasal yapısı	21
Şekil 2.6. 4-MET molekülünün kimyasal yapısı.....	22
Şekil 2.7. Phenyl-P molekülünün kimyasal yapısı	22
Şekil 2.8. HEMA molekülünün kimyasal yapısı.....	23
Şekil 2.9. Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA moleküllerinin kimyasal yapısı	26
Şekil 3.1. Çalışma grupları ve uygulanan adeziv işlemler	41
Şekil 4.1. Başlangıç ve termal yaşlandırma sonrası makaslama bağlanma dayanım değerleri.....	46
Şekil 4.2. All Bond Universal kullanılan grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri.....	47
Şekil 4.3. OptiBond Universal kullanılan grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri.....	48
Şekil 4.4. G2-Bond Universal adeziv kullanılan grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri.....	49
Şekil 4.5. Dentinin asitlenmediği grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri ..	50
Şekil 4.6. Dentinin 3 saniye asitlendiği grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri.....	51
Şekil 4.7. Dentinin 15 saniye asitlendiği grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri.....	52
Şekil 4.8. Başlangıç gruplarının kırılma analizi bulguları.....	53
Şekil 4.9. Yaşlandırma sonrası grupların kırılma analizi bulguları.....	54

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Ultradent jig	29
Resim 3.1. Zımparalama ve polisaj cihazı	36
Resim 3.2. Akrilik içerisine gömülmüş diş numunesi	36
Resim 3.3. LED ışık cihazı.....	36
Resim 3.4. Clearfil SE Bond	37
Resim 3.5. OptiBond FL	38
Resim 3.6. All Bond Universal	38
Resim 3.7. %37,5 ortofosforik asit.....	39
Resim 3.8. OptiBond Universal	39
Resim 3.9. G2-Bond Universal	40
Resim 3.10. Filtek Z550 rezin kompozit.....	42
Resim 3.11. Universal test cihazı.....	43
Resim 3.12. Makaslama bağlanma dayanım testi	43
Resim 3.13. Altın kaplanan numune yüzeyleri	44
Resim 4.1. SEM analizi bulguları	55

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
Ca	Kalsiyum
cm	Santimetre
Hz	Hertz
mm	Milimetre
mm/dk	Milimetre/dakika
mm ²	Milimetre kare
Mpa	Megapascal
mW	Miliwatt
N/ mm ²	Newton/milimetre kare
°	Derece
°C	Santigrat derece
rpm	Revolutions per minute/ Dakika başına devir
µm	Mikrometre

Kısaltmalar	Açıklamalar
10-MDP	10-metakriloksidesil dihidrojen fosfat
10-MDTP	10-metakriloksidesil dihidrojen tiofosfat
4-MET	4-methacryloyloxyethyl trimellitic acid
4-META	4-metakriloksietil trimellik asit
6-MHP	6-methacryloyloxy hexyl dihydrogen phosphate
ADA	Amerikan Dış Hekimleri Birliği
ANOVA	Tek yönlü varyans analizi
Bis-EMA	Bisfenol-A-etoksil-glisidil dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A-glisidil metakrilat
CQ	Kamforokinon

Kısaltmalar**Açıklamalar**

DEJ	Mine-dentin birleşim bölgesi
EDS	Enerji Dağıtıcı Spektroskopi
ER	Etch-and-rinse
GPDM	Gliserofosfat dimetakrilat
Hap	Hidroksiapatit
HEMA	Hidroksietil metakrilat
ISO	Uluslararası Standardizasyon Örgütü
LED	Light Emitting Diode
LSD	Least Significant Difference testi
MAC-10	10-undecane dicarboxylic acid
MMP	Matriks metalloproteinaz
NaOCl	Sodyum hipoklorit
PAMM	Pitalik asit monoetil metakrilat
PEGMA	Polietilen glikol monometakrilat
PENTA P	Dipentaerythritol penta-acrylate phosphate
Phenyl-P	2-(methacryloyloxyethyl)phenyl hydrogenphosphate
SE	Self-etch
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TEGMA	Trietilen glikol metakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat

1. GİRİŞ

19. yüzyılda GV Black tarafından amalgam restorasyonlar için önerilen “Extension for Prevention” yaklaşımının yerini, restoratif diş hekimliği ve dental materyal teknolojisindeki gelişmelerle birlikte günümüzde “Prevention of Extension” veya “Minimal invaziv diş hekimliği” yaklaşımı almıştır [1]. Minimal invaziv diş hekimliği; mekanik retansiyon sağlamak amacıyla sağlıklı diş dokusunun dahil edildiği kavite preparasyonları yerine, sağlıklı diş dokusunun korunarak yalnızca çürük dokunun temizlendiği kavite preparasyonlarını önermektedir. Minimal invaziv diş hekimliği yaklaşımının temel taşlarından biri, restoratif materyaller ve diş sert dokuları arasında gerçekleşen güçlü ve stabil bağlanmadır. Dental adeziv sistemler tarafından gerçekleştirilen bu bağlanma hem restorasyonun dayanıklılığını arttırmakta hem de sızdırmaz bir marjinal adaptasyon sağlayarak dişin çürümeye karşı korunmasına yardımcı olmaktadır. Restoratif işlemlerin başarısı, adeziv materyallerin diş dokusuna bağlanma dayanımıyla doğrudan ilişkilidir [2]. Özellikle uzun vadede stabil bir bağlanma arayüzü elde etmek, restoratif tedavinin klinik performansını daha öngörülebilir hale getirmektedir.

Mine ve dentin dokusunun kimyasal yapısındaki farklılıklar nedeniyle tek bir adeziv sistem ile hem mine hem de dentin dokusuna etkili adezyon sağlanması oldukça zordur. 1955 yılında Buonocore’un “asitleme” tekniğini keşfetmesiyle geliştirilen etch and rinse (ER) adeziv sistemler mineye bağlanma için altın standart olarak kabul edilmektedir. ER adeziv sistemlerin ilk uygulama adımı olan fosforik asit ile mine yüzeyinde mikro boşluklar oluşmaktadır. Adeziv rezinin mine yüzeyinde oluşan mikro boşluklara infiltrasyonu ve polimerizasyonu sonucunda mine dokusuna mikromekanik adezyon sağlanmaktadır. ER adezivler ile mine dokusuna etkili bir bağlanma sağlanmış olsa da çalışma süresini azaltmak ve yıkama kurutma safhalarında oluşabilecek dentinin aşırı ıslak ya da kuru kalma riskine karşın, pürüzlendirmeyi asidik monomerler ile sağlayan self etch (SE) adezivler üretilmiştir. SE adezivler, dentini demineralize ederken aynı anda demineralize edilen alana rezinin infiltre olması avantajına sahiptir. Dentine en uygun bağlanma, mikromekanik bağlanmayı kimyasal bağlanma ile birleştiren SE adezivler ile elde edilmiştir.

Kuraray firmasının 10-metakriloksesil dihidrojen fosfat (10-MDP) molekül patentinin sona ermesiyle birlikte üretici firmalar 10-MDP molekülü gibi asidik fonksiyonel monomerleri adeziv sistemlerin içerisine ekleyerek universal adezivleri geliştirmişlerdir.

Günümüzde farklı pH, çözücü içeriği ve farklı fonksiyonel monomer içeren çok sayıda universal adeziv bulunmaktadır. Universal adezivler SE, ER ve selektif etch modlarında kullanılabilmektedir. ER modunda kullanıldığında bağlanmanın ana mekanizması mikromekanik adezyondur. ER bağlanma modu, mineye en iyi bağlanma stratejisi olsa da dentin için universal adezivlerin hangi modda kullanılması gerektiği tartışmalı bir konudur. Yapılan çalışmalardan bazıları ER ve SE modları arasında bağlanma dayanımı açısından fark olmadığını bildirirken bazı çalışmalar universal adezivlerin SE modunda kullanılmasının ER moduna kıyasla daha iyi bağlanma dayanım değerleri sergilediğini bildirmiştir. SE modunda kullanılan universal adezivler ile dentinde mikromekanik bağlanmaya ek olarak kimyasal bağlanma da oluşmaktadır. Adeziv sistemlerin kimyasal bağ oluşturma potansiyeli dentin dokusunda kalan kalsiyum (Ca) oranıyla ilişkilidir. Literatürde, dentine fosforik asit uygulamanın asit konsantrasyonu veya asitleme süresi azaltıldığında, kimyasal bağlanma için gerekli olan Ca oranını ve bağlanma dayanımını arttırabileceği bildirilmiştir [3, 4]. Universal adezivler; mine ve dentin gibi farklı diş dokularına tek bir adeziv sistemle etkili bir adezyon sağlama, kullanım kolaylığı ve hızlı uygulama gibi avantajlara sahip olması nedeniyle kliniklerde sıklıkla tercih edilmektedir.

Bu çalışmanın amacı rutin klinik uygulamalar sırasında kullanım kolaylığı, düşük teknik hassasiyet, hızlı uygulama gibi avantajlar sunan farklı içerik ve pH'a sahip universal adezivlerin, farklı asitleme sürelerinde kullanıldığında dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerinin altın standart olarak kabul edilen iki aşamalı SE adeziv ve üç aşamalı ER adeziv sistem ile karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir. Bu sayede universal adezivler ile yapılan restorasyonlarda ideal uygulama tekniklerinin belirlenmesi, restorasyonun klinik başarısının arttırılması, restorasyonun ömrünün uzatılması ve aynı zamanda tekrarlayan restorasyonlardan kaynaklanan doku kayıpları ve maliyetin önüne geçilmesi amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Sert Dokuları

2.1.1. Mine dokusu

Mine, insan vücudundaki en sert dokudur. Dentin-pulpa kompleksini fiziksel, termal ve kimyasal etkilere karşı koruyan diş kuronunun dış tabakası olarak görev yapmaktadır [5]. Olgun bir minenin kimyasal içeriği hacimce; %95 mineralize doku, %1 organik matriks ve %4 sudan oluşmaktadır [6].

Mine dokusunun inorganik yapısını kalsiyum hidroksiapatitten (HAp) oluşan mine kristalleri oluşturmaktadır. Mine kristalleri, dentinden diş yüzeyine doğru uzanan ve prizma adı verilen demetler halinde konumlanmaktadır [7]. Mine prizmaları bir baş ve kuyruk kısmından oluşmaktadır. Minenin mikroskopik değerlendirmesi, her prizmanın baş kısmının iki bitişik prizmasının kuyruk kısımları arasında yer aldığını ortaya koymaktadır. Her bir mine prizması farklı boyut ve şekildeki milyonlarca apatit kristalinden oluşmaktadır. Kristallerin farklı dizilimi prizmalara yapısal kimlik kazandırmaktadır. Baş kısmındaki kristaller, prizma eksenine paralel dizilirken, kuyruk kısmındaki kristaller prizma eksenine 65° açıyla dizilmektedir. Minenin asidik koşullara duyarlılığı bu kristallerin oryantasyonuyla ilişkili olabilmektedir. Prizmaların kuyruk bölgesi, baş kısmına göre demineralizasyona daha dirençlidir [6]. Prizmalar arasındaki boşluklar ise proteinden zengin organik yapıdan oluşmaktadır. Mine dokusu aselüler yapısından dolayı mineralize olduktan sonra tekrar şekillenemez [5].

Mine dokusu diş kronunun insizal ve oklüzal bölgelerinde daha kalındır ve mine-sement birleşim bölgesine doğru kalınlığı azalmaktadır. Kesici dişlerin insizal kenarlarında ortalama 2 mm, premolar ve molar dişlerin oklüzalinde ise 2,3 ila 3 mm kalınlığında mine dokusu bulunmaktadır [6].

Mine dokusu yüksek elastik modülü, yüksek basma dayanımı ve düşük gerilme dayanımına sahip kırılğan bir dokudur. Minenin çiğneme kuvvetlerine dayanma kabiliyeti mine-dentin birleşim bölgesi (DEJ) aracılığıyla dentine bağlanmasıyla ilgilidir. Çürük ve kavite preparasyonu nedeniyle dentin ile desteklenmeyen mine prizmaları komşu prizmalardan

kolaylıkla ayrılmaktadır. Restorasyonlarda optimum dayanıklılık elde etmek için kavite hazırlığı sırasında, kalan mine dokusunun dentin ile desteklenmiş olması gerekmektedir [6].

2.1.2.Dentin Dokusu

Dentin, diş dokusunun hacimce en büyük bölümünü oluşturmaktadır. Dişin kuron kısmında mine ile, kök kısmında ise sement ile örtülenmektedir. Dentin oluşumu odontoblast adı verilen hücreler tarafından gerçekleşmektedir. Bu hücrelerin gövdeleri pulpa boşluğunda, sitoplazmik uzantıları ise dentin tübüllerinin içinde konumlanmaktadır. Bu sebeple dentin dokusu, fizyolojik ve patolojik uyaranlara tepki verme yeteneğine sahip, canlı bir doku olarak kabul edilmektedir [6].

Dentin dokusu mine ile kıyaslandığında daha az mineralize bir dokudur (Çizelge 2.1). İnsan dentini hacimce %50 inorganik materyal, %30 organik materyal ve %20 sudan oluşmaktadır. Mineral faz, mine kristallerinden daha küçük ve daha düzensiz HAp kristallerinden oluşmaktadır. Organik faz ise çoğunlukla tip I kollajenden oluşan ağ (felt-work) yapısındadır [6, 8]. Dentin dokusu minenin kırılma dayanımını arttıran güçlü ve esnek bir dokudur. Dentin düşük elastik modülü, yüksek basma dayanımı ve yüksek gerilme dayanımına sahiptir [6].

Çizelge 2.1. Mine ve dentin dokularının organik, inorganik yapıları ve su içeriklerinin karşılaştırılması [6]

	MİNE		DENTİN	
	Ağırlık %	Hacim %	Ağırlık %	Hacim %
Organik	1	2	2	30
İnorganik	95	86	70	50
Su	4	12	10	20

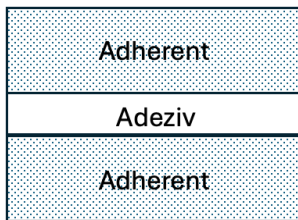
Dentin dokusu; peritübüler dentin, intertübüler dentin ve dentin tübüllerinden oluşan heterojen bir dokudur. Peritübüler dentin, tübüllerin etrafını saran, az miktarda organik matriks içeren, yaklaşık %95 oranında mineralize bir dentin dokusudur [9]. İntertübüler dentin ise peritübüler dentinden daha az mineralize (yaklaşık %30), kollajen fibrilden zengin, tübüllerin arasını dolduran dentin dokusudur [8, 10]. Peritübüler dentin insan dentinin sadece %10-20'sini oluşturmaktadır. Bu nedenle dentinin mekanik özellikleri esas olarak intertübüler dentin matriksine bağlıdır [8].

Dentin tübüllerinin sayısı ve çapı pulpaya doğru artmaktadır. Ayrıca dentin oluşumu sırasında odontoblast hücre gövdeleri pulpaya doğru çekildiğinden dentin tübülleri pulpaya doğru birbirine yaklaşmaktadır. Dentin tübülleri; matriks proteinleri, su ve mineral içeren plazma sıvısı ile doludur [6]. Tübul yoğunluğu; dentin geçirgenliği, dentin nemliliği, sertlik, dentine bağlanma dayanımı gibi özellikleri etkilemektedir [9].

Dentin dokusu yaşlanma, çürük ve restoratif prosedürler nedeniyle yapısal değişikliğe uğrayarak; primer, sekonder, reparatif, sklerotik dentin gibi dentin türlerine modifiye olmaktadır [9].

2.2. Adezyon

Adezyon kelimesi Latince “yapışmak” anlamına gelen “*adhaerere*” kelimesinden gelmektedir. Amerikan Test ve Materyal Derneği (American Society for Testing and Materials) adezyonu “iki yüzeyin atomik, mekanik kuvvetler veya her ikisi tarafından bir arada tutulduğu durum” olarak tanımlamaktadır. Adezyonu oluşturan maddeye adeziv, adezivin uygulandığı yüzeye ise adherent adı verilmektedir [11]. Adezyon için adeziv ve adherent arasında sıkı bir temas olması gerekmektedir [12] (Şekil 2.1). İki katı yüzey arasında adezyona ihtiyaç duyulduğunda (diş yüzeyi ve kompozit gibi), iki yüzeyin moleküllerinin birbirine temas etmesi zor olduğundan genellikle sıvı veya yarı sıvı haldeki üçüncü bir materyal (adeziv rezin) aracı olarak kullanılmaktadır [11].



Şekil 2.1. Adezyon arayüzeyi

2.2.1. Adezyonu etkileyen faktörler

İki materyal arasında oluşan adezyonun kalitesi materyallerin aşağıda tanımları yapılan yüzey enerjisi, ıslatabilirlik, viskozite, penetrasyon kat sayısı ve pürüzlülük gibi özelliklerinden etkilenmektedir.

Yüzey enerjisi: Katı veya sıvı bir materyalin molekülleri birbiriyle çekim dengesi içerisinde. Ancak materyalin yüzeyindeki moleküllerin materyal kütlesine doğru çekilmesi nedeniyle bu denge yüzeyde bozulmaktadır. Bu içe doğru oluşan kuvvet, materyalin yüzey enerjisini oluşturmaktadır. Sıvılar için bu terim yüzey gerilimi olarak adlandırılmaktadır [13].

Islatabilirlik: İyi ıslatma özelliği, adezivin bağlanma yüzeyini tamamen kaplayabilme yeteneğidir [13]. Islatabilirlik, adeziv ile bağlanma yüzeyi arasındaki moleküler etkileşimin yanı sıra, adezivin kohezyon kuvvetlerinin, özellikle yüzey geriliminin bir sonucudur [14].

Temas Açısı: Bir katı ve bir sıvı materyal birbiriyle temas ettiğinde, iki yüzey arasında oluşan açı temas açısı olarak adlandırılmaktadır. Temas açısı, sıvının ıslatabilirliğinin bir ölçüsüdür. İdeal adezyonun sağlanması için gerekli olan mükemmel ıslanma 0° temas açısını gerektirmektedir. Temas açısı materyallerin yüzey enerjileri arasındaki dengeye bağlıdır [13]. Genellikle, yüksek enerjili bir bağlanma yüzeyi ve düşük yüzey gerilimine sahip bir sıvı arasında küçük temas açıları oluşmaktadır [14].

Viskozite: Sıvı bir materyalin akmaya karşı gösterdiği direnç viskozite olarak tanımlanmaktadır. İyi bir adezyon için adezivin bağlanma yüzeyi ile yakın temas etmesi ve yüzeye kolayca yayılabilmesi gerekmektedir. Adezivin viskozitesi, bağlanma yüzeyinde boşluk bırakmadan kolayca akmasına ve yüzey detaylarına nüfuz etmesine izin verecek kadar düşük olmalıdır [13, 14].

Penetrasyon Kat Sayısı: Bir sıvının dentin tübülleri ve interfibriler kollajen gibi kılcal bir boşluğa nüfuz etme yeteneğinin bir ölçüsüdür. Penetrasyon kat sayısı, sıvının yüzey gerilimi ve viskozitesine bağlıdır [13].

Yüzey Pürüzlülüğü: Bağlanma yüzeyleri mikroskobik düzeyde oldukça pürüzlü bir yapıda olabilmektedir. Bu pürüzlülük potansiyel bağlanma alanını artırarak bağlantıyı güçlendirmektedir. Ancak yüksek viskoziteye sahip adezivlerin kullanıldığı durumlarda, bağlanma yüzeyindeki düzensizlikler bağlanma ara yüzeyinde hava kabarcığı kalmasına neden olarak bağlantıyı zayıflatabilmektedir. Adezivin yüzey düzensizliklerine kolayca nüfuz edebilmesi için yüksek yüzey gerilimine sahip olması gerekmektedir. Bununla birlikte adezivin yüzey gerilimi bağlanma yüzeyinde mükemmel ıslatma yaratabilmek için

bağlanma yüzey enerjisinden düşük olmalıdır. Sonuç olarak; ideal adeziv, bağlanma yüzey enerjisinin hemen altında ancak yüksek yüzey gerilimine sahip olmalıdır. Bu şartlar karşılandığı takdirde yüzey düzensizlikleri adezivin bağlanma dayanımını iyileştirmede avantaj sağlamaktadır [13].

Etkili bir adezyon sağlanması için en temel husus bağlanma yüzeyinin temizliğidir [14]. Adezivin iki materyal arasında bağlantı oluşturabilmesi için bağlanma yüzeyleriyle hava boşluğu kalmayacak şekilde yakın temas kurması gerekmektedir. Bunun için bağlanma yüzeylerinin temiz ve kuru olması önemlidir. Bağlanma yüzeyinde bulunan kontamine edici bir madde yüzeye zayıf bir güçle bağlandığı için yüzeyin adezivle güçlü bir bağlantı kurmasını engelleyecektir [13]. Diş yüzeyinde tükürük, biyofilm gibi organik kalıntılar daima mevcuttur. Bununla birlikte kavite preparasyonu sırasında oluşan smear tabakası da kavite yüzeylerinde bulunmaktadır. Tüm bu kontamine edici ajanlar bağlanma yüzeyinin yüzey enerjisini ve dolayısıyla ıslanabilirliğini azaltmaktadır [14].

2.2.2. Adezyon çeşitleri

Diş hekimliğinde adezyon kavramı “diş dokularına bağlanma” olarak da adlandırılmaktadır [12]. Diş dokularına bağlanmada adezyonun 3 tipi mevcuttur:

Mekanik adezyon

Mekanik adezyon, bileşenlerin mekanik olarak birbirine kilitlenmesi olarak tanımlanmaktadır. Bu kilitlenme bağlanma yüzeyinde var olan mikroskobik düzeydeki girinti ve çıkıntılar sayesinde gerçekleşmektedir [11-13].

Diş dokularına bağlanma birincil olarak mekanik adezyonla gerçekleşmektedir. Adeziv rezinin diş yüzeyindeki mikroporozitelere penetrasyonu ile resin uzantılarının oluşması mekanik adezyona örnektir [11, 12]. Adeziv rezinin diş yüzeyine temas etme yeteneği, adeziv rezinin ıslatabilirliğine bağlıdır. İdeal durum mükemmel ıslatmanın sağlanmasıdır [13].

Kimyasal adezyon

Kimyasal adezyon; farklı iki yüzeyin atomları arasında oluşan iyonik, kovalent ve metalik bağlardır. Günümüzde diş dokularına bağlanmada kimyasal adezyonun etkisi kısıtlıdır [12]. Diş hekimliğinde mine ve dentin gibi substratların karmaşık bileşimi, kontamine edici maddelerin ve suyun varlığı nedeniyle diş dokuları ve restoratif materyaller arasında gerçek kimyasal bağlanmanın sağlanması oldukça zordur. Çinko polikarboksilat siman, cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman ve self-adeziv rezin simanlar gibi asidik fonksiyonel monomerlere sahip materyaller diş dokularındaki HAp ile sınırlı da olsa kimyasal etkileşim kurabilen materyal örnekleridir [14, 15].

Fiziksel adezyon

Fiziksel adezyon Van der Waals veya diğer elektrostatik etkileşimler sonucu farklı yüzeyler arasında gerçekleşen zayıf bir etkileşimdir [12]. Fiziksel adezyon iki materyalin birbiriyle yakın temas halinde olduğu tüm durumlarda oluşmaktadır. Ancak bu adezyon bağlanmanın bütünlüğüne önemli bir katkı yapacak kadar güçlü değildir [14].

2.2.3. Mineye adezyon

Mine dokusuna bağlanma sağlanabilmesi için en yaygın kullanılan yöntem; fosforik asit gibi inorganik bir asit ile mine dokusunda mikro pürüzlü bir yüzey oluşturmaktır [16, 17]. Fosforik asit mine yüzeyine uygulandığında asit-baz reaksiyonu başlatır, bu da mine prizmalarındaki HAp'in demineralizasyonuna yol açar. Prizmaların aşınma bölgelerine göre minede farklı yüzey özellikleri gelişebilmektedir. Bunlar;

1. Tip 1: Prizma çekirdeğinin daha çok aşınması
2. Tip 2: Prizma periferinin daha çok aşınması
3. Tip 3: Prizma bölgelerinin eşit aşınmasıdır [15, 18].

Asitleme sonrası oluşan pürüzlü yüzey, adeziv rezinlerin infiltrasyonuna olanak vermektedir. Adeziv rezinin pürüzlendirilmiş mine dokusuna penetrasyonu ve polimerizasyonu sırasında mine prizmalarına doğru rezin uzantılar oluşmaktadır. [16-18]. Oluşan rezin uzantıları sayesinde mine yüzeyi ve adeziv rezin arasında bağlanma sağlanmakta ve kenar sızıntıları önlenmektedir [19]. Rezin uzantılarının oluşması mikromekanik adezyona bir örnektir.

Mine yüzeyine asit uygulanması yüzeyde mikro pürüzlülük oluşturmaının yanında kavite preparasyonu sırasında oluşan smear tabakasının tamamen ortadan kaldırılmasını sağlamaktadır [17]. Mine yüzeyindeki smear tabakasının ortadan kaldırılması minenin yüzey enerjisini ve buna bağılı olarak adeziv rezin ile ıslanabilirliğini arttırmaktadır [18]. Asit uygulanmış mine yüzeyi kurutulduğunda beyaz, tebeşirimsi bir görünüm sergilemektedir. Bu durum asit uygulanmış ve uygulanmamış mine yüzeyinin klinik olarak ayırt edilebilmesini sağlamaktadır [16].

Laboratuvar çalışmalarında mine yüzeyini pürüzlendirmek amacıyla sitrik asit, hidroflorik asit, hidroklorik asit ve fosforik asit gibi farklı asit türleri farklı konsantrasyonlarda kullanılmıştır. Bununla birlikte %30-40 oranında ortofosforik asit kullanılması mine yüzeyinin pürüzlendirmesinde en etkili yöntem olduğu bildirilmiştir [19].

2.2.4. Dentine adezyon

Dentine adezyon mineye adezyondan daha zor bir süreçtir. Bunun başlıca sebebi, dentin ve mine arasındaki yapısal farklılıklardır. Dentin dokusunun heterojen içeriğı, yapısındaki kollajen ve su oranının fazla olması, düşük mineral içeriğı dentine adezyonu zorlaştırmaktadır [11, 17, 18]. Bununla beraber dentin tübüllerinin içerisindeki odontoblast uzantılarının varlığı ve dentinin pulpa ile yakın komşuluğı biyoyumrluluk problemlerini de beraberinde getirmektedir [17].

Kavite preparasyonu sırasında dentin yüzeyi organik ve inorganik debrislerden oluşan 1-2 mikron (μm) kalınlığında smear tabakası ile kaplanmaktadır. Smear tabakası dentin yüzeyini kaplamanın yanı sıra dentin tübüllerinde birikerek dentin tıkaçlarının oluşmasına neden olmaktadır [17]. Smear tabakasının kaldırılıp kaldırılmaması dentin adezyonu için tartışmalı bir konudur. Smear tabakasının kaldırılması dentinin ıslanabilirliğini artırır ve adeziv rezinin dentin tübüllerine penetrasyonuna olanak tanır [18]. Bununla birlikte smear tabakasının tamamen kaldırılması rezin materyallerin, bakteri ve bakteri ürünlerinin difüzyon yoluyla pulpaya ulaşmasına neden olabilmektedir. Smear tabakası ve dentin tıkaçları sıvı geçişini önemli ölçüde azaltmaktadır [17]. Tüm bunlar dikkate alındığında dentin adezyonu için smear tabakasının kısmen yerinde bırakılarak adeziv rezinin alttaki dentin dokusuna bağlanabileceğı şekilde modifiye edilebilmesi önemlidir [15].

Adeziv materyaller dentin ile sadece mekanik, sadece kimyasal veya her iki yolla etkileşime girebilmektedir. Dentin adezyonu temel olarak adeziv monomerlerin ortofosforik asit uygulanması sonucunda açığa çıkan kollajen fibril ağına nüfuz etmesine dayanmaktadır [20]. Adeziv rezinin kollajen ağına içine infiltre olmasına hibridizasyon, oluşan tabakaya “hibrit tabaka” adı verilmektedir. Hibrit tabakanın oluşumu sırasında adeziv rezinin sıvıyla dolu dentin tübüllerine nüfuz etmesiyle mekanik adezyon gerçekleşmektedir. Bununla birlikte cam iyonomer simanlarda bulunan poliakrilik asit ve bazı dental adezivlerde bulunan fosfat monomerleri ile HAp arasında oluşan kimyasal adezyon da dentine bağlanma mekanizmasının önemli bir parçasını oluşturmaktadır [11].

2.3. Dental Adezivler

Dental adezivler, diş sert dokuları ile restoratif materyaller arasında güçlü bir bağ oluşturmak için kullanılan materyallerdir. Diş sert dokuları ile dental materyaller arasında mekanik kuvvetlere ve kompozit rezinlerin polimerizasyonu sonucu oluşan büzülme stresine dayanacak kadar güçlü bir bağlanma sağlamak amacıyla üretilmişlerdir. Dental adezivlerin başarısında iki temel faktör rol oynamaktadır. Bunlar;

1. Dental adeziv ve diş sert dokuları arasındaki mikromekanik ve kimyasal adezyon,
2. Adeziv rezinin, restoratif materyalin rezin matriksi ile ko-polimerizasyonudur [21] .

2.3.1. Dental adezivlerin tarihçesi

Literatürde adeziv sistemler için iki farklı sınıflandırma mevcuttur. Bunlardan biri Van Meerbeek ve arkadaşlarının yaptığı adeziv sistemleri klinik uygulama şekillerine göre gruplandığı sınıflamadır. Bir diğeri ise dental adezivlerin tarihsel gelişimlerine göre 1.nesilden 7.nesile kadar adlandırıldığı sınıflandırmadır [22].

Birinci nesil adeziv sistemler

Dental adezivlerin tarihi 1949 yılında İsviçreli kimyager Hagger’in patent başvurusu yapmasıyla başlamıştır. Hagger akrilik rezini dentin dokusuna bağlamak için bugün hala geçerli olan gliserofosfat dimetakrilat (GPDM) adı verilen fonksiyonel monomeri kullanmıştır [20, 23]. Ancak kullanılan metakrilat bazlı rezinlerin yüksek polimerizasyon büzülmesi göstermesi ve yüksek termal genleşmesi nedeniyle birinci nesil adezivlerle

dentine ancak 2-3 Mpa gibi çok düşük güçte ve stabil olmayan bağlantı sağlanabilmiştir [21, 24, 25]. 1955 yılında Buonocore'un "asitleme" tekniğini keşfetmesiyle birlikte mine dokusuna etkili bir adezyon sağlanmıştır [20]. Buonocore'un kullandığı asitlerden biri olan fosforik asit, hem mine hem de dentine bağlanma için hala en yaygın kullanılan asittir [21].

İkinci nesil adeziv sistemler

Dental adeziv teknolojisinde yapılan çalışmalarda 1970lerin sonlarına doğru çeşitli fonksiyonel monomerlerin sentezlenmesine odaklanılmıştır. Bu çalışmalar sonucunda 2-(methacryloyloxyethyl) phenyl hydrogenphosphate (Phenyl-P) ve 2-hidroksi etil metakrilat (HEMA) gibi polimerize olabilen fosfatlar, bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA) rezinlere ilave edilmiştir. Etanol çözücü içerisinde Phenyl-P ve HEMA içeren Clearfil Bond System FC (Kuraray, Osaka, Japonya) ikinci nesil adezivlerin ilk ürünü olarak kabul edilmektedir. Etki mekanizması adeziv rezindeki negatif yüklü fosfat grupları ile smear tabakasındaki pozitif yüklü kalsiyum iyonları arasındaki etkileşime dayanmaktadır [11].

Birinci ve ikinci nesil adezivler smear tabakasının üzerine uygulanan adezivler olarak literatüre geçmiştir. Bu adezivlerle yeterli bağlanma dayanımına ulaşılamamasının sebebi, smear tabaka üzerine uygulanmış olmaları ve smear tabakasının dişle olan zayıf bağlantısıdır [11, 26].

Üçüncü nesil adeziv sistemler

Üçüncü nesil adezivlerin temeli diş yüzeyinde oluşan smear tabakasını kaldırmak için 1979 yılında Fusayama ve arkadaşlarının tanımladığı dentin asitleme konseptinin kabul görmesi ile atılmıştır [20, 27]. Japonya'da savunulan dentinin fosforik asitle asitlenmesi konsepti, Avrupa ve Amerikada fosforik asitin olası pulpal etkilerinden dolayı desteklenmemiştir. Buna alternatif olarak, %55 HEMA ve %2,5 maleik asit içeren Scotchbond 2 gibi sulu asidik monomer çözeltileri kullanılmıştır. Üçüncü nesil bir adeziv olan Scotchbond 2, Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) tarafından "geçici kabul" ve daha sonra "tam kabul" etiketini alan ilk adeziv ajandır [20, 28].

Birinci, ikinci ve üçüncü nesil adezivler günümüzde klinik rutininde kullanılmamaktadır. Dördüncü nesil, beşinci nesil, altıncı nesil ve yedinci nesil adezivler bugün hala klinikte

kullandığımız adeziv sistemler olup klinik kullanım yöntemlerine göre ER ve SE adezivler olarak sınıflandırılmaktadır.

2.3.2. Etch and rinse adezivler (ER)

1982 yılında Nakabayashi'nin dentin yüzeyinin fosforik asit ile demineralizasyonunun ardından monomerlerin infiltrasyonu ve polimerizasyonunu “hibrit tabaka” terimi ile tanımlaması dental adeziv teknolojisinde bir dönüm noktası olarak kabul edilmektedir [20, 29]. Bu tanımlamadan sonra diş dokusu ile kimyasal etkileşim kavramından uzaklaşan araştırmacılar, ana adezyon mekanizması olarak mikromekanik bağlanmayı kabul etmişlerdir.

Dördüncü nesil adezivler

Dördüncü nesil adezivler üç aşamalı ER veya “total-etch” adezivler olarak adlandırılmaktadır. “Total-etch” terimi fosforik asit kullanılarak mine ve dentinin aynı anda asitlenmesi anlamına gelmektedir. Günümüzde tüm adezivler mine ve dentine aynı anda uygulandığından son sınıflamalar total-etch terimi yerine ER terimini kullanmaktadır [30].

4. nesil dental adezivlerin uygulama aşamaları;

1. Yıkılarak uzaklaştırılabilen %37'lik ortofosforik asit solüsyonu ile diş yüzeyinin pürüzlendirilmesi,
2. Etanol, aseton ve /veya su içinde reaktif halde olan hidrofilik monomerlerden oluşan primer uygulanması,
3. Dolduruculu veya doldurucusuz adeziv rezinin uygulanması şeklindedir [11, 21].

Mineye bağlanmanın temel mekanizması ER adezivler ile elde edilen mikro mekanik adezyondur. ER adezivlerde fosforik asit sayesinde mine prizmaları arasına rezin infiltrasyonu ile makro rezin-tagler ve mine prizma çekirdeklerinde HAp kristallerinin demineralizasyonu ile mikro rezin-tagler oluşmaktadır [22]. Ancak nemli yapısı ve organik içeriğinden dolayı dentine bağlanma her zaman mineden daha zor olmuştur. Smear tabakası, dentinin geçirgenliğini azaltan bir bariyer görevi görse de varlığı dentin ile adeziv rezinlerin bağlanmasını bozmaktadır. Bu düşünceye dayanarak hem mine hem de dentinin asitlendiği ER adezivler piyasa sürülmüştür [11]. Dentine %30-40 fosforik asit uygulanması smear

tabakasının kısmen veya tamamen ortadan kaldırılmasına, dentin tübüllerinin açığa çıkmasına ve dentin yüzeyinde HAp'den yoksun bir kollajen ağının ortaya çıkmasına neden olmaktadır [21]. ER adezivlerin yıkama adımından sonra dentin yüzeyinde az sayıda HAp kalması adezivin kimyasal bağlanma potansiyelini azaltmaktadır [3]. Bağlanmanın önemli bir kısmı rezinin kollajen ağın içine infiltre olarak hibrit tabaka oluşturmasıyla mikromekanik adezyon şeklinde gerçekleşmektedir [21].

Hidrofobik yapıdaki adeziv rezinlerle güçlü bir bağ oluşturmak için minenin kuru olması gerekirken, hibrit tabakanın oluşması için dentinin nemli olması gerekmektedir. Kollajen ağdaki interfibriller boşlukların varlığı adezivlerin kollajen ağa nüfuz edebilmesini sağlamaktadır. Dentin yüzeyi hava ile aşırı kurutulursa kollajen ağı çöker ve interfibriller boşluklar azalır. Bununla birlikte dentin yüzeyinin aşırı ıslak olması kollajen ağın şişmesine ve interfibriller boşlukların azalmasına neden olmaktadır. Her iki durumda da kollajen ağa adeziv penetrasyonu azalacağından dolayı dentine bağlanma dayanımı da azalmaktadır. Bu nedenle iyi bir bağlanma için dentin neminin optimum olması önemlidir [18, 31]. Nemli bağlanma tekniğinin en büyük dezavantajı, dentin yüzeyi nem oranına karşı yüksek hassasiyetidir. Dentinin fazla ıslak kalması adezivi seyreltebilir ve etkisini azaltabilir [20, 21]. Tüm bu sebeplerden dolayı klinik uygulama sırasında dentin yüzeyinden sadece fazla nemin alınması önem taşımaktadır. Ancak üreticilerin talimatları adezivin bileşimine göre değişebilmektedir. Örneğin; bazı adezivler su içermektedir ve bu sayede kollabe olmuş kollajen ağın yeniden hidrate olması mümkün olmaktadır [18].

Dentin, kullanılan asit tipine, uygulama süresine ve asit konsantrasyonuna bağlı olarak yaklaşık 7,5 μm 'ye kadar demineralize olmaktadır [11]. ER adeziv sistemlerle ilgili büyük bir risk; dentinin fosforik asit tarafından aşırı asitlenmesidir (over-etching). Bu durum asitlemenin rezinin kollajene sızabileceğinden daha derin tabaklara etki etmesine neden olmaktadır. Bu da hibrit tabakanın altında çıplak kollajen fibrillerin varlığına ve bağlanma ara yüzeyinin matriks metalloproteinazlar (MMPler) tarafından bozulmasına neden olmaktadır. Bu durumu engellemek için günümüzde fosforik asitlerin formülasyonuna MMP inhibitörleri ve biyoaktif bileşenler eklenmektedir [32].

Asitleme işleminden sonra uygulanan primer; su, etanol veya aseton gibi çözücüler içermektedir. Çözücüler, monomer infiltrasyonunu ve kollajen fibrillerin rezin ile kaplanmasını kolaylaştırmak için su ile yer değiştirerek taşıyıcı görevi görür. Primer

uygulamasından sonra çözücü buharlaşmasını desteklemek için primer hafifçe havayla kurutulur. Hibrit tabaka içerisinde solvent kalması rezinin hibridizasyonuna ve polimerizasyonuna zarar verebilmektedir [20].

Beşinci nesil adeziv sistemler

Üç aşamalı adeziv sistemlerle birlikte uzun vadeli klinik etkinliğe ulaşılmıştır. Ancak 1990 ve devam eden on yıllık süreçte, dördüncü nesil adeziv sistemlerin teknik hassasiyeti, çalışma süresi ve klinik adımları azaltılarak basitleştirilmeye çalışılmıştır. Asitlemenin ardından uygulanan primer ve adeziv ajan tek şişede birleştirilerek iki aşamalı ER olarak adlandırılan beşinci nesil adezivler üretilmiştir. Bir önceki nesile göre klinik kullanım kolaylığı sağlayan bu adezivlerin, daha düşük laboratuvar ve klinik performans gösterdiği çalışmalarda rapor edilmiştir [33].

İki aşamalı ER adeziv sistemlerde hidrofilik ve hidrofobik monomerler aynı şişede birleştirildiğinden oluşan hibrit tabaka bağlanma dayanımını azaltan su emilimine daha yatkın olmaktadır. İki aşamalı ER adeziv sistemler üç aşamalı ER adeziv sistemlere göre daha düşük oranda rezin ve daha yüksek oranda solvent içermektedir. Ayrıca bu sistemler daha düşük stres emici etkilere sahip daha ince adeziv tabaka kalınlığı oluşturmakta ve daha düşük mekanik dayanım sergilemektedir. İki aşamalı ER adeziv sistemlerin bağlanma dayanım değerleri, üç aşamalı ER adeziv sistemlere göre daha düşük olduğundan klinik performansları da daha düşüktür [11, 21].

2.3.3. Self-etch adezivler (SE)

Altıncı nesil adeziv sistemler

Çalışma süresini azaltmak, yıkama kurutma safhalarında oluşabilecek dentinin aşırı ıslak ya da kuru kalma riskine karşın, 2000’li yılların başlarında primer yapısında asidik monomerlerin kullanıldığı SE adezivler üretilmiştir [30]. Altıncı nesil adeziv sistemler, smear tabakasını çözerek modifiye eden 4-metakriloksietil trimellitik asit (4-META) ve 10-MDP gibi asidik monomer içeren SE primer ve hidrofobik adeziv rezin olmak üzere iki şişeden oluşmaktadır [11, 21]. SE adezivlerin bağlanma mekanizması hem demineralizasyon hem de infiltrasyon işleminin aynı anda gerçekleşmesine dayanmaktadır. Bu durum yukarıda

anlatılan dentinin aşırı asitlenmesi, dolayısıyla rezin infiltre olmamış çıplak kollajen kalma ihtimalini azaltmaktadır [11].

Geleneksel asitlerin aksine asidik monomer içeren primerler yıkanmamaktadır. Bu da dentinin aşırı ıslak veya kuru kalma ihtimalini ortadan kaldırmaktadır [11, 18]. SE adezivlerin içeriğinde diş sert dokularını demineralize eden monomerlerin iyonizasyonu için %20 oranında su bulunmaktadır. Bu durum SE adezivleri bağlanma yüzeyinin nem oranına daha az duyarlı ancak hidrolitik bozulmaya daha duyarlı hale getirmektedir [11, 22].

Yedinci nesil adeziv sistemler

Adeziv sistemlerdeki üç aşamayı tek bir uygulama adımıyla birleştiren yedinci nesil adezivler ise tek aşamalı SE adezivler veya “all in one” adezivler olarak adlandırılmaktadır. Bu jenerasyonda adeziv rezinlerin hidrofilik ve hidrofobik komponentleri tek bir yapı oluşturmaktadır [30]. Tek aşamalı SE adeziv sistemlerin formülasyonunda içeriğindeki asidik monomerlerin iyonizasyonu için yüksek oranda su bulunmaktadır. İki aşamalı SE adeziv sistemlere göre daha hidrofilik ve asidik olan tek aşamalı SE adeziv sistemler, polimerizasyondan sonra bile yarı geçirgen bir membran gibi davranarak hidrolitik bozulmaya sebep olan su geçişine izin vermektedir. Bu su geçişinden ötürü adeziv-kompozit ara yüzeyinde su ağacı (water tree) görünümlü su damlacıkları oluşmaktadır [11, 34].

Genel olarak SE adezivler, diş yüzeyini aynı anda demineralize etme ve aynı derinliğe rezin infiltre etme avantajına sahiptir. Artan derinlik ile asidik monomerler, substratın mineral içeriği tarafından kademeli olarak tamponlanır ve dentini daha fazla demineralize etme yeteneklerini kaybeder [35].

SE adezivler pH'larına ve demineralizasyon güçlerine göre güçlü ($\text{pH} < 1$), orta güçlü ($\text{pH} = 1 - 2$), zayıf ($\text{pH} \sim 2$), çok zayıf ($\text{pH} > 2.5$) olarak sınıflandırılabilir [18, 20]. Güçlü SE adezivler hem mine hem de dentinde oldukça derin demineralizasyon etkileri göstermektedir. Bu adezivler tarafından oluşturulan ara yüzey yapısı ER adeziv sistemlerinkine benzemektedir. Ancak çözünmüş kalsiyum fosfatların ortamdan uzaklaştırılmamasıyla ER adeziv sistemlerinden ayrılır. Gömülü kalsiyum fosfatların sulu bir ortamda çok kararsız olmaları nedeniyle arayüz bütünlüğünü zayıflatmaları beklenir [35, 36].

Yapılan klinik ve laboratuvar çalışmalarından elde edilen veriler mineye oldukça makul bağlanma potansiyellerine rağmen, güçlü SE adezivlerin, özellikle bağlanma dayanımı ve restorasyon ömrü açısından, dentinde düşük performansa sahip olduğunu göstermiştir [18, 35]. Dentine en uygun bağlanma, mikromekanik bağlanmayı kimyasal bağlanma ile birleştiren zayıf SE adezivler ile elde edilmiştir. Dentin yüzeyi çok zayıf veya zayıf SE adezivler ile kısmen demineralize olmakta ve bu sayede yüzeyel 1 mikronluk tabakada mikroretansiyon oluşmaktadır. Buna ek olarak mikron altı hibrit katmanda adezivlerin içerisindeki fonksiyonel monomerler ile etkileşime girecek çok sayıda HAp bulunmaktadır [21, 35]. SE adezivler için bağlanma mekanizmasının iki yönlü olduğu bildirilmiştir. Bunlardan biri adezivin kısmen demineralize olmuş dentin ile yaptığı mikromekanik adezyon, ikisinci ise adeziv içerisindeki fonksiyonel monomerlerin HAp'deki Ca ile yaptığı kimyasal şelasyondur [22].

Zayıf ve çok zayıf SE adezivlerin önemli bir dezavantajı mineye düşük düzeyde bağlanma etkinliğidir [18, 35]. Bu dezavantaj, minenin fosforik asit ile selektif olarak önceden pürüzlendirilmesiyle telafi edilebilmektedir. Bu durum “selektif mine asitlemesi” adı verilen, klinik olarak kombine ER-SE bağlanma prosedürü ortaya çıkarmıştır [20, 37].

2.3.4. Universal adezivler

Tek bir adezivin mine, dentin gibi farklı yapılarıdaki diş sert dokularına eşit düzeyde bağlanamaması nedeniyle son yıllarda “universal” veya “multimod” olarak adlandırılan adeziv sistemler piyasaya sürülmüştür [38]. Universal adezivler içerdikleri fonksiyonel monomerler sayesinde sadece diş dokularına değil, metaller, kompozitler, zirkonyum ve cam seramikler gibi dental materyallere de bağlantı sağlanmıştır [32, 39]. Universal adezivlerin “multimod” olarak adlandırılmasının sebebi SE, ER ve selektif etch modunda kullanılabilmesidir. Bu sayede farklı klinik durumlara tek bir adeziv sistem ile uygun çözümler bulunmuştur. Universal adezivler kullanım kolaylığı, düşük teknik hassasiyet gerektirmeleri, daha hızlı uygulama gibi avantajları nedeniyle diş hekimleri arasında popülerlik kazanmıştır [40]. Ayrıca universal adezivler, dentin nemlilik oranına ER adeziv sistemler kadar duyarlı değildir. Universal adezivlerin içerdiği %10 ila 20 oranındaki su, universal adezivlere dentin tam kurutulsa bile dentini yeniden hidrate etme özelliği kazandırmaktadır [11].

Universal adezivler, tek aşamalı SE adeziv sistemlere fonksiyonel asidik monomerlerin eklenmesiyle geliştirilmiştir. Çoğu universal adeziv birincil fonksiyonel monomer olarak fosfat esteri ($R-O-PO_3H_2$) içermektedir. Asidik yapıları sayesinde diş dokularını demineralize etme potansiyeline sahip olan fosfat esterleri universal adezivlerin multimod olarak kullanılabilmelerinin nedenidir [39]. Universal adezivlerde ilk ve en çok kullanılan fosfat esteri 10-MDP'dir. Universal adezivlerin dentinde kimyasal bağ oluşturma yeteneği, dentindeki HAp kristalleri ile kimyasal etkileşime girerek Ca-10-MDP tuzları oluşturabilen 10-MDP gibi fonksiyonel monomerlerin varlığına bağlıdır [32].

Universal adezivlerin ER modunda, monomerler mikro ve makro rezin uzantılar oluşturmak için minede oluşturulan mikropürüzlere ve hibrit tabaka oluşturmak için dentinde açığa çıkan kollajen-fibril ağına yayılır. Universal adezivler ER modunda kullanıldığında bağlanmanın ana mekanizması mikromekanik adezyondur. ER bağlanma modu, mineye en iyi bağlanma stratejisi olsa da dentinde oluşan kalın ve HAp içermeyen hibrit tabaka, bozulmaya karşı oldukça hassastır [20]. Universal adezivler SE modunda kullanıldığında adezivin içerisindeki fonksiyonel monomer dentini yaklaşık 1 μm derinliğe kadar demineralize ederken aynı zamanda demineralize olan kollajene rezin infiltrasyonu gerçekleşmektedir. Ayrıca SE modu, mikromekanik bağlanmaya ek olarak dentin yüzeyinde kalan HAp sayesinde kimyasal bağlanma potansiyeline sahiptir. Bu sebeplerden dolayı literatürdeki çalışmalar genelde etkili bağlanma stratejisi olarak minenin asitlenip dentinin asitlenmediği "selektif etch" tekniğini önermektedir [20]. Ancak literatürde az sayıda çalışmada universal adezivlerle birlikte dentine fosforik asit uygulanmasının asit konsantrasyonu veya asitleme süresi azaltıldığında bağlantıyı arttırabileceği rapor edilmiştir [3, 4].

Fosforik asitin demineralizasyon kapasitesi uygulama süresinden etkilenmektedir. Dentin üzerinde fosforik asitin uygulama süresini azaltmak (kısa süreli dentin asitlemesi veya selektif dentin asitlemesi) demineralize kollajenin aşırı açığa çıkmasını engellemekte (overexposure) ve hibrit tabaka içerisinde daha yüksek oranda Ca kalmasını sağlamaktadır. Selektif dentin asitlemesi veya kısa dentin asitleme olarak adlandırılan bu yöntem dentindeki intrafibriler kollajen boşlukları içinde bulunan HAp kristallerini koruyarak rezin-dentin bağlantısını geliştirmek için kullanılan nispeten yeni bir yöntemdir [3, 32]. Literatürde bu konuyla ilgili yapılmış çalışma sayısı oldukça azdır.

2.3.5. Dental adezivlerin kimyasal içeriği

Total-etch tekniği benimsenene kadar kullanılan dental adezivler kimyasal adezyon potansiyeli kısıtlı olan Bis-GMA ve TEGDMA (tri-etilen glikol dimetakrilat) gibi oldukça hidrofobik monomerlerden oluşmaktadır. Mine dokusundaki su oranının az olması nedeniyle bu adezivler asitlenmiş mine yüzeyinde mikromekanik bağlanma sağlayarak iyi bir performans sergilemektedir. Bu sebepten bu adezivlere genel olarak mine adezivleri adı verilmektedir [21]. Hem dentinin hem de minenin asitlendiği total-etch konseptinin başlangıcından bu yana mine adezivleri teriminin yerini dentin adezivleri almıştır. Dentin adezivlerinin avantajı hem mineye hem de dentine aynı anda bağlanabilmeleridir. Dentinde güçlü, stabil bağlanma oluşturabilmek mineden daha zordur. Bu nedenle literatürdeki tartışmaların odak noktası dentin adezivleridir [18, 21].

Dentin adezivleri; dentin düzenleyiciler, primerler ve rezin monomerler olmak üzere üç temel bileşimden oluşmaktadır [18].

Dentin düzenleyiciler

Dentin düzenleyiciler, kavite hazırlığı sırasında oluşan smear tabakasını modifiye eden asitlerden oluşmaktadır. Dentin yüzeyine uygulanan asit HAp ile asit-baz reaksiyonuna girerek dentin tübüllerinin demineralizasyonuna neden olmaktadır. Uygulanan asit ne kadar güçlü olursa dentin tübüllerinin demineralizasyon derinliği de o kadar fazla olmaktadır [18]. Dentin düzenleyici olarak genellikle %30-40 oranında fosforik asit kullanılmaktadır. Klinik uygulama sırasında uygulama doğruluğunu arttırmak ve jelin tamamının diş yüzeyinden uzaklaştırıldığından emin olmak için asit jelin içerisine renk pigmentleri, ıslatabilirliğini arttırmak ve viskozitesini azaltmak için de asit jelin içerisine glikol ilave edilmektedir [22].

Primerler

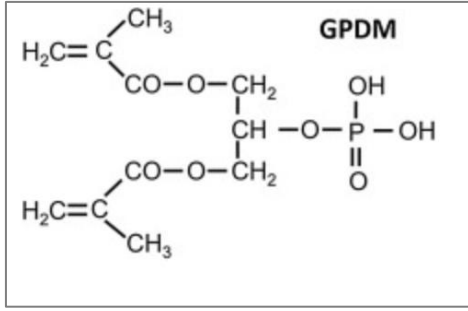
Primerler, hidrofobik yapıdaki dental materyallerin hidrofilik yapıdaki diş dokularına bağlanmasını sağlayan, uygun bir solventte çözülmüş bifonksiyonel monomerlerdir [18, 21].

Fonksiyonel monomerler

Adeziv sistemler, diş dokularının demineralizasyonunun sağlanması, monomer difüzyonunun arttırılması, diş dokuları ile kimyasal etkileşim potansiyeli gibi önemli özelliklere sahip HEMA, 10-MDP, 4-META, GPDM, Phenyl-P, dipentaerythritol pentaacrylate phosphate (PENTA P) gibi farklı fonksiyonel monomerler içermektedir [11, 18, 21, 41]. Literatürdeki çalışmalarda farklı fonksiyonel monomerlerin diş sert dokularına kimyasal bağlanma potansiyelinin farklı olduğu bildirilmiştir [24, 42].

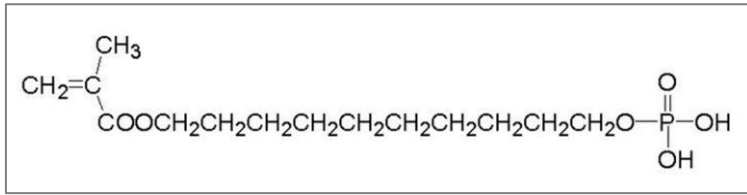
Genel olarak bir fonksiyonel monomer; çapraz bağlayıcı metakrilat grubu, asidik fonksiyonel grup ve aralayıcı gruptan oluşmaktadır. Çapraz bağlayıcı metakrilat grubu kompozit rezinler ile güçlü kovalent bağlar yapma yeteneğine sahiptir. Aralayıcı grup, polimerleşebilen metakrilat grubunu asidik fonksiyonel monomer grubundan ayırarak molekülün hidrofobiklik, çözünürlük, ıslatabilirlik, viskozite gibi özelliklerini etkilemektedir. Aralayıcı grup ne kadar uzun olursa materyalin hidrofobikliği o kadar yüksek olmaktadır. Fonksiyonel monomerlerin içerisinde bulunun asidik fonksiyonel gruplar dental dokulardaki HAp'i demineralize ederek HAp'in hidroksil grupları ve kollajenin üzerindeki amino grupları ile kimyasal olarak bağ yapmaktadır. Fonksiyonel asidik grubun çeşidi ve aralayıcı grubun kimyasal yapısı adezivlerin dentin ile kimyasal bağ yapma potansiyelini etkilemektedir [18, 21, 24, 42].

Dental adeziv sistemlerde uzun zamandır kullanılan fonksiyonel monomerlerden biri GPDM'dir. GPDM, iki adet hidrofobik metakrilat grubu ve bir adet hidrofilik fosfat grubu içeren oldukça kısa bir moleküldür (Şekil 2.2) ve insan dentinine bağlanmayı geliştirmek için önerilen ilk kimyasal bileşiklerden biridir [24, 43]. Bileşiminde GPDM bulunan adezivlerin başında ER adezivler için altın standart olarak kabul edilen OptiBond FL (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD) gelmektedir. OptiBond FL'in başlangıç ve yaşlandırma sonrası bağlanma dayanım performansı laboratuvar ve klinik çalışmalarda kanıtlanmıştır [24]. OptiBond FL'in bağlanma dayanımının iyi olması; GPDM'nin hidrofilik yapısından dolayı dentine iyi nüfuz edebilmesine bağlanmaktadır. Ayrıca iki adet metakrilat grubu içermesi sayesinde tek metakrilat grubu içeren monomerlerle karşılaştırıldığında daha güçlü bir polimer ağı oluşturduğu bildirilmiştir [24].



Şekil 2.2. GPDM molekülün kimyasal yapısı

Adezivler içerisinde en sık kullanılan fonksiyonel monomerlerden biri 10-MDP'tir. 10-MDP kullanılan adeziv sistemlerin başında SE adezivler için altın standart olarak kabul edilen Clearfil SE Bond (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, Japonya) gelmektedir [44]. 10-MDP demineralizasyon yeteneğinin yanında HAp ile güçlü kimyasal bağ kurarak çözünmeyen 10-MDP-Ca tuzları oluşturabilen bir moleküldür [45]. 10-MDP molekülü bir ucunda metakrilat bazlı restoratif materyallere bağlanmayı sağlayan hidrofobik metakrilat grubu diğer ucunda ise diş dokularına, metallere ve zirkonyuma bağlanmayı sağlayan hidrofilik fosfat grubu içermektedir (Şekil 2.3). Metakrilat grubu ve fosfat grubunu ayıran karbon zinciri GPDM molekülünün aksine uzun bir zincirdir. 10-MDP, uzun karbon zincirine sahip olması nedeniyle oldukça hidrofobik bir monomerdir ve bu özellik ona hidrolitik degradasyona karşı direnç sağlamaktadır [38].

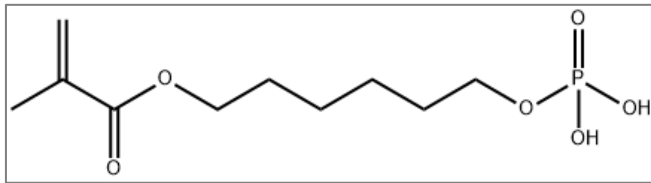


Şekil 2.3. 10-MDP molekülünün kimyasal yapısı

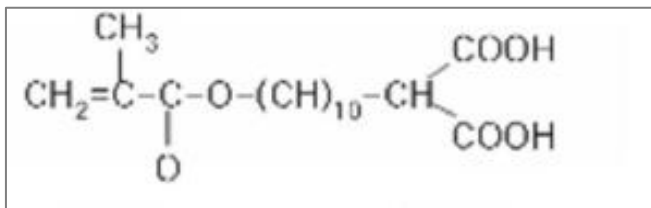
10-MDP içeren bir adeziv dentin üzerine uygulandığında yüzey mikron altı derinliğe kadar kısmen demineralize edilir. HAp'in kısmi çözünmesi üzerine salınan Ca iyonları hibrit tabaka içinde yayılır ve 10-MDP monomerleri ile oldukça stabil Ca-MDP tuzları oluşturur [35]. Literatürde, adeziv arayüzde bulunan 10-MDP moleküllerinin fosfat gruplarıyla birbirine bağlanarak paralel tabakalar oluşturduğu ve oluşan bu tabakaların Ca ile birbirine bağlandığı rapor edilmiştir [46, 47]. Bu tabakalı yapı Yoshida ve arkadaşları tarafından "nanotabakalaşma" olarak adlandırılmıştır [32, 48]. Nanotabakalı yapının güçlü hidrofobik

doğasının, oluşan hibrit tabakanın biyolojik bozulmaya karşı korunmasına yardımcı olduğu ve HAp'ı asidik çözünmeye karşı daha dirençli hale getirdiği düşünülmektedir. Yoshihara ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada Clearfil SE Bond kullanılarak yapılan bir kompozit restorasyonun 9 yıllık klinik kullanımdan sonra adeziv-dentin arayüzünde hala nanotabakalaşma tespit edildiği belirtilmiştir [46, 47]. Nanotabakalı yapının hibrit tabakadan adeziv tabakaya doğru uzanan varlığı hem hibrit tabakayı hem de adeziv rezini güçlendirmektedir. Bununla beraber sahip oldukları 3 boyutlu yapı hibrit tabaka ve adeziv tabakanın birbirine daha sıkı bağlanmasını sağlamaktadır. Tüm bunlar göz önünde bulundurularak nanotabakalaşmanın 10-MDP içerikli adeziv sistemlerin dentine bağlanmadaki uzun dönem performansının sebebi olduğu düşünülmektedir [35, 46].

GPDM ve 10-MDP dışında adeziv sistemlerin içerisinde 6-methacryloyloxy hexyl dihydrogen phosphate (6-MHP), 4-META, 4-methacryloyloxyethyl trimellitic acid (4-MET), 11-methacryloyloxy-1,10-undecane dicarboxylic acid (MAC-10), Phenyl-P, PENTA ve poliakrilik asit gibi farklı fonksiyonel monomerler de kullanılmıştır. 6-MHP'nin yapısı altı metilen grubundan oluşan daha kısa bir karbon zinciri dışında 10-MDP ile benzerdir (Şekil 2.4). 6-MHP'nin hidrofobikliği 10-MDP'ten düşüktür [45]. MAC-10 da 10-MDP gibi 10 karbon atomundan oluşan aralayıcı gruba sahiptir (Şekil 2.5). Bu özellik molekülü oldukça hidrofobik hale getirmektedir [49].



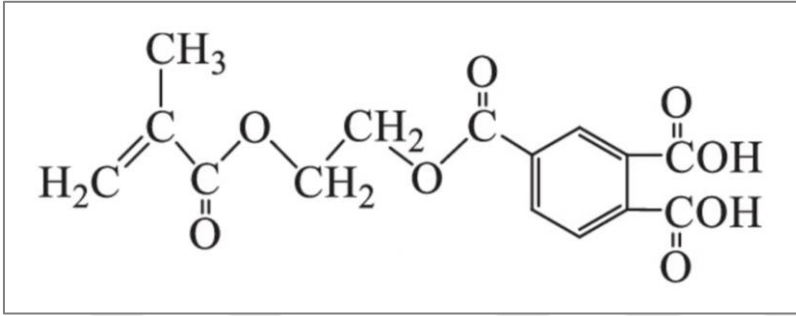
Şekil 2.4. 6-MHP molekülünün kimyasal yapısı



Şekil 2.5. MAC-10 molekülünün kimyasal yapısı

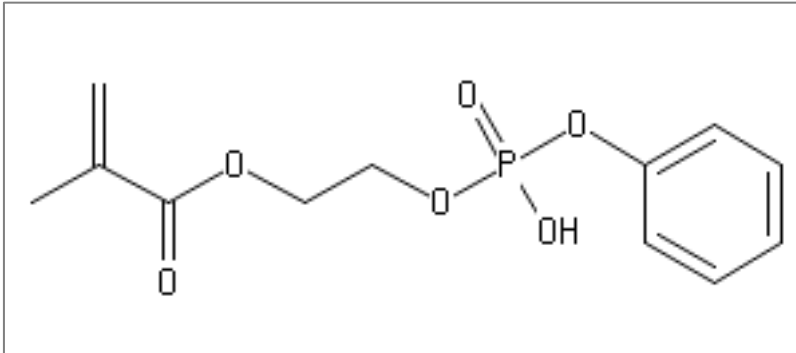
4-MET, aromatik bir gruba bağlı iki karboksilik asit grubundan oluşmaktadır (Şekil 2.6). Sahip olduğu aromatik grup hidrofobiktir ve karboksilik asit gruplarının hidrofilikliğini

dengelemektedir. Çalışmalarda mine ve dentine bağlanma dayanımının adeziv sistemlere 4-MET'in eklenmesiyle arttığı bildirilmiştir [49]. Ancak 4-META ve 4-MET'in 10-MDP'ten daha hidrofilik olması nedeniyle stabil monomer-Ca tuzları oluşturma potansiyelleri daha azdır [45].



Şekil 2.6. 4-MET molekülünün kimyasal yapısı

Phenyl-P diğer monomerlerle karşılaştırıldığında yüksek demineralizasyon potansiyeli göstermektedir. Bu durum dentinin derin demineralizasyonu ile sonuçlanmakta ve demineralize dokunun tamamına ulaşabilen rezin infiltrasyonunu zorlaştırmaktadır [45]. Ayrıca bu monomerin HAp'e kimyasal bağlanma potansiyeli çok azdır [49].

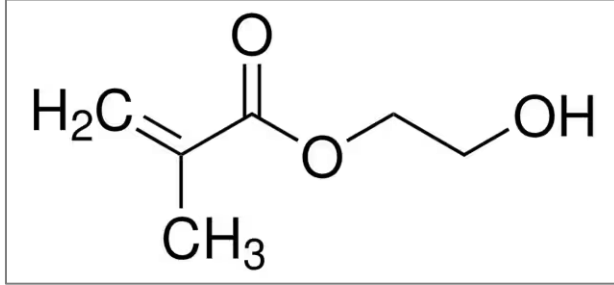


Şekil 2.7. Phenyl-P molekülünün kimyasal yapısı

Poliakrilik asitler, zayıf pH'a sahip asitler olan (pH>3) akrilik asitlerden üretilmektedir. Cam iyonomer simanlarda olduğu gibi akrilik asit türevleri HAp ile şelasyon yapma yeteneğine sahiptir ve adeziv sistemlerin içerisinde fonksiyonel monomer olarak kullanılmaktadır [49].

Adeziv sistemlerin içerisinde sıklıkla kullanılan bir diğer asidik fonksiyonel monomer HEMA'dır. HEMA yüksek hidrofilik yapısı sayesinde hidrofobik monomerler için çözücü

görevi görerek hidrofilik ve hidrofobik monomerlerin bir arada bulunmasını sağlamakta, faz ayrılmasını önlemektedir. Ayrıca HEMA'nın küçük molekül boyutu ve hidrofilik yapısı adezivin dentin kollajen lifleri boyunca difüzyonunu kolaylaştırmaktadır [32, 50, 51].



Şekil 2.8. HEMA molekülünün kimyasal yapısı

Bununla birlikte HEMA adezivlerin içerisindeki suyu tutarak adeziv uygulama sırasında verilen havayla suyun uzaklaştırılmasını zorlaştırmakta ve polimerizasyonu bozmaktadır. Bu durum adeziv tabakanın hidrolize ve su absorpsiyonuna yatkın olmasına neden olmaktadır [50]. HEMA'nın düşük polimerizasyon yeteneği, mekanik mukavemete düşük katkısı, yüksek su emme kapasitesi ve alerjik potansiyeli sebebiyle üreticiler adeziv sistemlerdeki HEMA içeriğini önemli ölçüde azaltmaya ve hatta HEMA'yı metakrilamid monomerler gibi alternatif monomerlerle değiştirmeye çalışmaktadır [20, 49, 50]. GC markası tarafından 2021 yılında HEMA içermeyen iki aşamalı universal adeziv G2-BOND Universal piyasaya sunulmuştur. Üretici bu adeziv içerisinde bulunan Dual-H teknolojisinin hidrofilik özelliklerden hidrofobik özelliklere yumuşak geçiş sağlayarak hem diş dokularına hem de rezin kompozite bağlanmayı geliştirdiğini belirtmiştir. HEMA içermeyen bileşimi sayesinde, bu adezivin oluşturduğu adeziv katmanının son derece hidrofobik olduğu ve hidrolitik bozulmaya karşı dayanıklı olduğu iddia edilmektedir [52].

Çözücüler

Primerin dentin düzenleyiciler tarafından demineralize edilmiş kollajenin tamamına nüfuz edebilmesi bağlanma dayanımı açısından önemlidir. Demineralize olmuş kollajen tabakasında primerin ulaşamadığı alanların kalması, bu alanların rezinle güçlenememesine ve zayıf bir bağlantı elde edilmesine sebep olmaktadır. Primerin demineralize kollajen tabakasının tamamına penetre olabilmesi için primerin içindeki bifonksiyonel monomer; su, etanol veya aseton gibi bir çözücü içerisinde çözülmemektedir. Kullanılan çözücüler dentin

tübüllerindeki suyla yer değiştirerek primerin penetrasyonunu sağlamaktadır [18]. Adeziv monomerlerin bir çözücü içerisinde çözünmesi adezivlerin vizkozitesinin düşük olmasını sağlamakta ve difüzyon yeteneğini iyileştirmektedir [49]. Çözücülerin bir diğer görevi ise dentine hava uygulaması sırasında çökmüş olan kollajen ağını yeniden genişletmektir [31, 49].

Dental adezivlerde en yaygın kullanılan çözücüler su, etanol ve asetonur [49]. Çözücülerin hidrojen bağlama kapasitesi, buhar basıncı, kaynama noktası, dielektrik sabiti ve dipol momenti gibi özellikleri adezivlerin dentine bağlanma dayanımını etkilemektedir [31, 49].

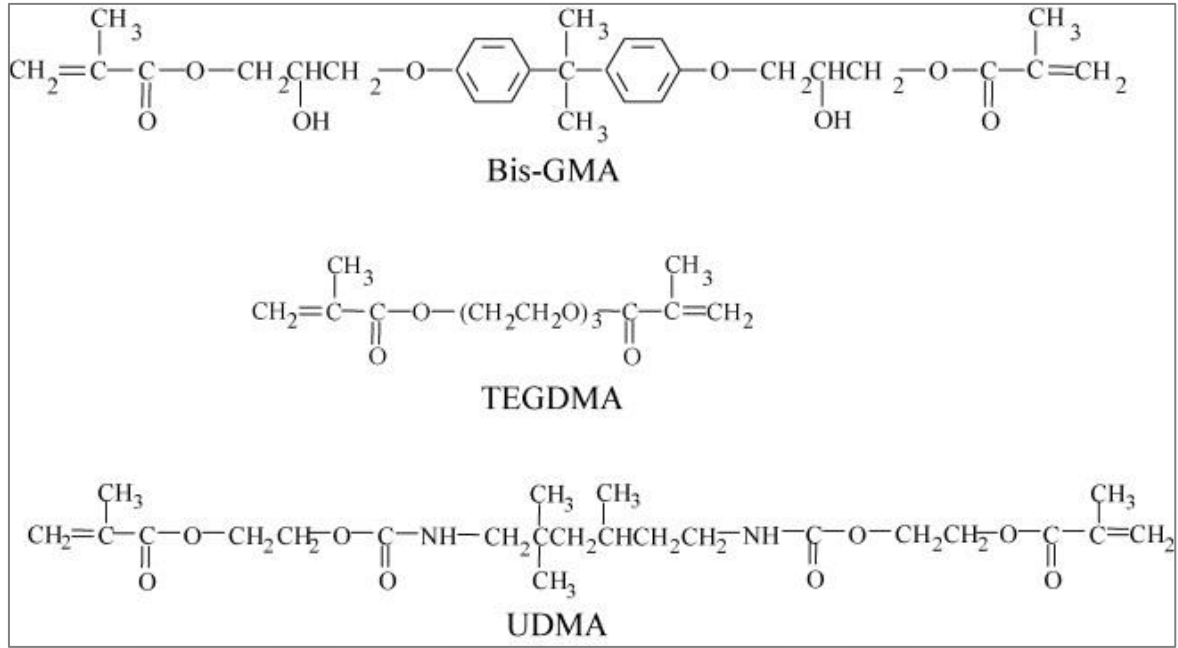
Çözücünün hidrojen bağlama kapasitesinin yüksek olması büzülmüş kollajen ağına adeziv uygulamasından sonra genişlemesi için önemlidir [31]. Su ve etanol, asetonun aksine güçlü hidrojen bağları oluşturabilen hidroksil grubuna sahiptir. Asetonun düşük hidrojen bağlama kapasitesi nedeniyle aseton içeren adezivlerin büzülmüş kollajeni yeniden genişletme özellikleri yoktur. Bu nedenle aseton içeren adezivler dentinde “nemli bağlanma” tekniği kullanılarak uygulanmalıdır [31, 49]. Aseton içeren adezivlerin etanol içeren adezivlere göre dentin nemine daha duyarlı olduğu çalışmalarda rapor edilmiştir [31, 53].

Çözücünün buhar basıncı, adezivin diş dokusuna uygulanmasından sonra çözücü buharlaşma potansiyelini belirlemek için önemlidir. Adeziv tabakada kalan çözücü adezivin dönüşüm derecesini azaltarak polimerizasyonu bozmaktadır. Bu durum adeziv tabaka içerisinde boşluk oluşmasına ve adeziv tabakanın geçirgenliğinin artmasına neden olmaktadır [49, 54, 55]. Adeziv uygulamasından sonra hava uygulanması adeziv tabakadan çözücü buharlaşmasını kolaylaştırmakta ve adeziv tabakanın kalınlığını azaltmaktadır [49]. Tek şişe adezivler içerisindeki asidik monomerlerin iyonizasyonu için vazgeçilmez bir çözücü olan suyun, düşük buhar basıncı nedeniyle diş dokusundan uzaklaştırılması oldukça zordur. Etanolün suyla karşılaştırıldığında daha yüksek buhar basıncına sahip olması hava uygulanması sırasında çözücünün daha iyi buharlaşmasına imkan vermektedir. Bu nedenlerden dolayı etanol ve su adezivler içerisinde genellikle birlikte kullanılmaktadır [31, 49]. Asetonun etanole göre 4 kat fazla olan buhar basıncı çözücünün daha iyi buharlaşmasını sağlamaktadır. Yüksek dipol momenti ve çok iyi buharlaşma kapasitesi nedeniyle aseton, dentin yüzeyinden fazla suyun uzaklaştırılmasına yardımcı olur [31, 49]. Bununla birlikte asetonun yüksek buhar basıncı açık şişeden hızla buharlaşmasına neden olarak adezivin raf ömrünü azaltmaktadır [49, 56]. Adeziv tabaka içerisinde çözücü buharlaşmasını

hızlandıran bir diğer uygulama adezivin dış yüzeyine ovalama hareketi ile aktif bir şekilde uygulanmasıdır. Adezivin aktif uygulanması fonksiyonel monomer infiltrasyonunu, dönüşüm derecesini arttırmakta ve homojen bir adeziv tabaka oluşmasını sağlamaktadır [55, 57, 58].

Rezin monomerler

Adeziv sistemler, kompozit rezinler ile iyi bir bağlanma sağlayabilmek için çapraz bağlayıcı rezin monomerler içermektedir [49]. Rezin monomerlerin birincil amacı, kolajen ağı içindeki fibriller arası alanı doldurmak ve iyi mekanik özelliklere sahip adeziv tabaka oluşturmaktadır [21, 59]. Adeziv sistemlerde en sık kullanılan çapraz bağlayıcı monomerler Bis-GMA, üretan dimetakrilat (UDMA), TEGDMA'dır [18, 21]. Bu moleküller adezivin viskozite, polarite, suda çözünürlük, polimerizasyon büzülmesi gibi özelliklerini etkilemektedir [42, 49]. Oldukça hidrofobik yapıda olan bu moleküllerin varlığı adeziv tabakanın su absorpsiyonunu azaltmaktadır [49]. Yüksek moleküler ağırlığı nedeniyle Bis-GMA düşük polimerizasyon büzülmesi ve hızlı bir polimerizasyon sağlamaktadır. Bis-GMA yüksek viskoziteye sahip bir moleküldür. Molekül yapısındaki aromatik halka monomeri oldukça rijit bir hale getirmekte ve dönüşüm derecesini azaltmaktadır. Yeterli bir polimerizasyon sağlanabilmesi için Bis-GMA genellikle daha düşük moleküler ağırlığa ve viskoziteye sahip TEGDMA ve UDMA ile birlikte kullanılmaktadır. TEGDMA'nın yüksek esnekliği Bis-GMA'nın rijit yapısını telafi ederek dönüşüm derecesini arttırmaktadır [42, 49].



Şekil 2.9. Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA moleküllerinin kimyasal yapısı

Adeziv tabakada uygun dönüşüm derecesi ve iyi mekanik özellikler elde edebilmek için adeziv rezinin iyi polimerize olması gerekmektedir. Adeziv sistemler içerisindeki monomerler radikal bir polimerizasyon reaksiyonu sayesinde polimerize olmaktadır. Polimerizasyonu başlatmak için başlatıcı moleküller gerekmektedir. Diş dokularına rezin kompozit materyallerin bağlanması için kullanılan adeziv sistemlerin içerisinde genellikle foto-başlatıcı moleküller kullanılırken, rezin simanlar için olanlarda kimyasal başlatıcılar tercih edilmektedir. Foto-başlatıcıların avantajlarından biri polimerizasyon başlangıcının kolay kontrol edilebilir olmasıdır. Ancak görünür ışığın adezive ulaşmasının zor olduğu durumlarda kimyasal başlatıcılar daha iyi bir seçenek olmaktadır [49]. Kamforokinon (CQ)/amin sistemi en yaygın kullanılan foto-başlatıcı sistemdir. Fotopolimerizasyon yalnızca CQ ile başlatılabilse de süreç düşük bir hızda gerçekleştiğinden polimerizasyonu hızlandırmak için başlatıcı sisteme tersiyer aminler eklenmektedir. Ancak CQ/amin içeren adeziv sistemlerin dönüşüm derecesi, amin başlatıcılarının asit-baz reaksiyonu yoluyla etkisizleştirilmesinin sonucu olarak asidik fonksiyonel monomerlerden etkilenmektedir [49, 60].

Dental adezivlere genellikle vizkoziteyi arttırmak, radyoopasite sağlamak, adezivin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla doldurucu partiküller eklenmektedir [46, 49]. Son yıllarda nano boyutlu doldurucuların, hasasiyet giderici olarak glutaraldehitin, sekonder çürükleri önlemek için florürün, kollajen degradasyonunu önlemek için klorheksidinin katıldığı

adeziv sistemler geliştirilmiştir [18, 21]. En sık eklenen doldurucu partiküller silikon dioksit, baryum ve stronsiyum gibi ağır metaller ve silikat camlardır. Adeziv rezinlere eklenen doldurucu partiküllerinin adezivin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi bir tartışma konusudur. Silika doldurucular genellikle vizkoziteyi arttırmak amacıyla kullanılmaktadır. Adezivin vizkozitesinin artmasıyla oluşan adeziv tabaka kalınlığı da artmakta ve bu sayede oksijen inhibisyonundan kaynaklanan yetersiz polimerizasyon önlenebilmektedir [42]. Diğer yandan adezivlerin yüksek vizkoziteye sahip olması monomerlerin dentine nüfuz etmesini olumsuz yönde etkilemektedir [59]. Bu doğrultuda adeziv sistemlerin içerisinde kullanılan doldurucu miktarı ve büyüklüğü önem kazanmaktadır. Doldurucu partiküllerinin boyutu ve miktarının, adeziv rezinin kollajen ağa nüfuz etmesini engellemeyecek büyüklükte ve miktarda olması gerekmektedir. Baryum ve stronsiyum gibi ağır metaller adezive radyoopasite kazandırmak için eklense de klinik olarak radyoopaklık elde edilebilmesi için adezivlere yüksek miktarda doldurucu eklenmesi gerekmektedir. Bazı adezivlere florürün antikaryojenik etkisinden faydalanmak için florür içeren silikat camlar eklenmektedir [49].

2.4. Bağlanma Dayanım Testleri

In vitro araştırmaların dental materyal geliştirme sürecinin erken aşamalarında önemli bir etkisi vardır. *In vitro* sonuçlar; bir materyalin kimyasal dayanıklılık, mekanik dayanıklılık, biyouyumluluk, boyutsal stabilite, antimikrobiyal aktivite gibi özelliklerine olan güveni arttırmaktadır. Bu güven klinik çalışmalar yapmadan önce bilinçli tahminler yapabilmek için gereklidir [61].

In vitro çalışmalar her ne kadar klinik performansı ön görmeyi amaçlasa da elde edilen veriler klinik şartlar altında toplanmadığı için öngörü gücü düşüktür. Bu dezavantajının yanında *in vitro* testler klinik testlere göre hızlı, ucuz ve kolaydır [61, 62]. Bununla birlikte *in vitro* testler, diğer değişkenleri sabit tutarak belirli bir parametreyi ölçme imkanı, deneysel bir materyali veya yöntemi altın standart materyaller/yöntemlerle karşılaştırabilme imkanı sunmaktadır [62].

Materyalin bir özelliğini ölçmek için kullanılabilecek farklı test yöntemleri mevcuttur. Bu test yöntemleri kullanılırken numuneye yük uygulama şekli, hazırlanan numunelerin boyutları gibi özellikler farklı olmaktadır. Bir özelliğe ilişkin hipotezleri test etmede üstün performansla sahip tek bir test yöntemi yoktur. Dentine bağlanma dayanımı, gerilim

bağlanma dayanım testleri ve makaslama bağlanma dayanım testleri ile ölçülebilmektedir [61]. Bağlanma dayanım testleri bağlanma ara yüzey alanının boyutuna göre de makro (4-28mm²) veya mikro (yaklaşık 1 mm²) olarak sınıflandırılmaktadır [63]. Ancak literatür taraması yapıldığında bağlanma yüzey alanının 2.5-3mm² olduğu çalışmaların da mikro makaslama bağlanma dayanım testi olarak adlandırıldığı gözlenmiştir [64, 65].

2.4.1. Makaslama bağlanma dayanım testleri

Makro makaslama bağlanma dayanım testleri

Makaslama bağlanma dayanımı testinde dentin yüzeyi uygun şartlarda hazırlandıktan sonra yüzeye silindir şeklinde kompozit bağlanmaktadır. Önceden belirlenmiş bir saklama süresinden sonra silindir kompoziti dentinden ayırmak için numune universal test cihazına yerleştirilmekte ve cihazın kuvvet uygulayacak koluna keski veya çubuk biçimli bir uç veya tel bir halka bağlanmaktadır [66]. Test sırasında iki materyal arasında bir kopma gerçekleşene kadar diş yüzeyine paralel, sabit bir hızda kuvvet uygulanmaktadır [63]. Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO) standartlarına göre kuvvet uygulayacak kolun çalışma hızının 0,45 ile 1,05 mm/dk arasında olması gerekmektedir [67]. Bağlanma dayanım değeri kopmanın meydana geldiği maksimum kuvvetin bağlantı ara yüzeyinin alanına bölünmesiyle elde edilmektedir. Bağlanma dayanımının değeri N/mm² veya Mpa olarak ifade edilmektedir [63].

Makaslama bağlanma dayanım testinde arayüz kopmasına neden olan kuvvet çekme gerilimidir. Kuvvet uygulanan yerin bağlanma ara yüzüne olan mesafesi bağlanma ara yüzündeki gerilim dağılımı ve dolayısıyla bağlanma dayanımını etkilemektedir. Kuvvet uygulanan yerin bağlanma ara yüzüne olan uzaklığı arttığında kompozit silindirde bir bükülme momentinin oluşması nedeniyle çekme gerilmesi de artmaktadır [63, 66]. Test sırasında uygulanan yükün her numune için standart olması ve bağlanma ara yüzüne mümkün olduğu kadar yakın olması gerekmektedir.

Makaslama bağlanma dayanım test numuneleri, bağlanma yüzeyine kompozit bağlanmasından sonra herhangi bir işlem gerektirmediğinden hızlı ve kolay bir biçimde hazırlanmaktadır. Bu durum testin sıklıkla kullanılmasının nedenlerinden biridir. Makaslama bağlanma dayanım testlerinin sonuçları kullanılan substrat tipinden (her bir dişin kendine

özgü özellikleri), kullanılan kompozitin mekanik özelliklerinden, numunelerin saklama koşullarından ve kullanılan test protokolünden (kuvvet kolunun şekli, hızı, kompozite uzaklığı) etkilenmektedir. Örneğin, yükün daha geniş bir alana dağıldığı tel halka yöntemi kullanıldığında keski biçimli uca göre daha yüksek bağlanma dayanım değerleri elde edilmektedir. Bununla birlikte test protokolünün standardize edilmesi için firmalar numune hazırlama işlemi sırasında kullanılan jigler üretmişlerdir (Resim 2.1) (Ultradent, Salt Lake City, UT, ABD) (SDI, Bayswater, Victoria, Avustralya) [62, 66].



Resim 2.1. Ultradent jig

Makaslama bağlanma dayanım testlerinde ortalama bağlanma dayanım değerleri ile bağlanma başarısızlık tipi arasında korelasyon bulunmaktadır: bağlanma dayanım değerleri ne kadar yüksek olursa, koheziv başarısızlık oranı da o kadar yüksek olmaktadır [62].

Mikro makaslama bağlanma dayanım testleri

Makro makaslama bağlanma dayanım test prosedürünün aynısı olan mikro makaslama bağlanma dayanım test yöntemi 2002 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Mikro makaslama bağlanma dayanım testleri bağlanma ara yüzey alanının yaklaşık 1 mm^2 ve 1 mm^2 'den daha küçük olduğu test yöntemidir [62].

Bir diştten birden fazla test numunesi elde edilebilmesi ve tek bir diş için ortalama değer hesaplanabilmesi, düzensiz yüzeylerin varlığında testin yapılmasının mümkün olması gibi avantajları mevcuttur [63]. Bununla birlikte kullanılan adezivi test edilen alanla sınırlandırmak mümkün olmadığından ince bir kompozit silindirin nispeten kalın bir adeziv alanla bağlanması heterojen bir stres dağılımına neden olabilmektedir [62].

2.4.2. Gerilim bağlanma dayanım testleri

Gerilim bağlanma dayanım testlerindeki stres dağılımı, makaslama testlerine göre çok daha homojendir. Bu durum ayrılmayı başlatan yük seviyesinin daha güvenilir bir tahminini sağlamaktadır. Makrogerilim bağlanma dayanımı testlerinde kuvvet ekseninin bağlanma arayüzüne dikey olarak hizalanması çok önemlidir. Aksi takdirde eğilme gerilmeleri oluşacaktır. Gerilim bağlanma dayanım testlerinin numune hazırlama aşamaları makaslama bağlanma dayanım testlerine göre daha zordur. Test koşullarına bağlı olarak test öncesi başarısızlıklar meydana gelebilmektedir. Bu test öncesi başarısızlıkların istatistiksel analize dahil edilip edilmemesi gerektiği konusunda araştırmacılar arasında fikir birliği yoktur [66].

Mikro gerilim bağlanma dayanım testleri

Mikro gerilim bağlanma dayanım testi numuneleri restoratif materyalin dentine bağlanmasının ardından elmas diskler kullanılarak bir dizi kesim ile yaklaşık 1 mm² bağlanma alanına sahip çubuk şeklinde veya kum saati şeklinde elde edilmektedir [61, 66]. Makro gerilim bağlanma dayanım testlerine göre bir dişten daha fazla sayıda numune elde edilmesi diş dokusuna bağlı değişkenlerin en aza indirilmesini sağlamaktadır. Bununla birlikte dentin üzerindeki bölgesel farklılıkların bağlanmaya olan etkisi de bu testler kullanılarak değerlendirilebilmektedir [62]. Elmas disklerle numune hazırlanması bağlanma ara yüzeyinde stres yoğunlaşmasına ve nispeten düşük bir kuvvette ayrılmanın başlamasına neden olabilmektedir [66].

2.5. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Kompozit rezinlerin zaman içerisinde yapılarında meydana gelen geri dönüşü olmayan değişiklikler “yaşlanma” olarak adlandırılmaktadır. Kompozit rezinlerin yaşlanma süreci ağız ortamında meydana gelen kimyasal, fiziksel ve mekanik değişikliklerden etkilenmektedir. Çiğneme ve beslenme alışkanlıkları, nem ve sıcaklık değişiklikleri gibi faktörler dental materyallerin yapısal dayanıklılığını ve bağlanma dayanımını etkilemektedir. *In vitro* çalışmalarda ağız ortamında meydana gelen yaşlanma sürecini taklit etmek amacıyla çeşitli yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmıştır.

2.5.1. Su ile yaşlandırma

En sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemi su ile yaşlandırmadır. Hazırlanan numuneler belirlenen bir süre boyunca 37°C’de su içinde saklanmaktadır. Belirlenen bu süre birkaç aydan 4-5 yıla kadar değişebilmektedir. Su ile yaşlandırma sonrasında bağlanma dayanımı değerlerinde meydana gelen azalma rezin monomerler ve kollajen gibi arayüz bileşenlerinin hidrolitik bozulmasından kaynaklanmaktadır. Bununla beraber su, polimer matriksin içine infiltre olarak polimer zincirlerin şişmesine ve mekanik özelliklerinin zayıflamasına neden olmaktadır. En sık kullanılan yaşlandırma ortamı su olmakla birlikte klinik şartları daha iyi taklit edilebilmek için saklama ortamı olarak yapay tükürük kullanılan çalışmalar da mevcuttur [68].

2.5.2. Termal yaşlandırma

Termal yaşlandırma ağız ortamında meydana gelen sıcaklık değişimlerini taklit eden, sık kullanılan dinamik bir yaşlandırma yöntemidir. Dinamik yaşlandırma yöntemleri, statik yöntemlere göre klinik koşulları daha iyi taklit etmektedir. ISO/TS 11405 standardına göre termal yaşlandırma yöntemi numunelerin 5°C ve 55°C su içeren kaplar içerisinde 20’şer saniye bekletilerek 500 döngünün tamamlanmasını içermektedir [69]. Gale ve Darvell tarafından yapılan bir literatür taramasında 10.000 döngünün yaklaşık 1 yıllık klinik kullanıma karşılık geldiği rapor edilmiştir [70, 71]. Restoratif materyallerin diş dokusuna göre daha yüksek termal genleşme kat sayısına sahip olması nedeniyle termal yaşlandırma sırasında restoratif materyal ve diş dokusu bağlanma ara yüzeyinde tekrarlayan büzülme/genleşme gerilimleri oluşmaktadır. Bu gerilimler bağlanma ara yüzeyi boyunca sızıntıya neden olabilecek çatlaklara yol açarak restoratif materyalin bağlanma dayanımını azaltmaktadır. Bununla beraber termal yaşlandırma sırasında meydana gelen su absorpsiyonu, bağların hidrolizi ve zayıf polimerize olmuş monomerlerin su ile uzaklaştırılmasına bağlı olarak bağlanma ara yüzeyini kimyasal olarak zayıflatmaktadır.

2.5.3. Oklüzal yükleme döngüsü ile yaşlandırma

Oklüzal yükleme ile yaşlandırma dinamik yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Ağız ortamında çiğneme, ısırma ve gıcırdatma sırasında meydana gelen kuvvetleri *in vitro* olarak simüle etmek için kullanılmaktadır. Ortalama bir insan için bu tür stresler yılda 3×10^5 kez

tekrarlanmaktadır. Oluşan oklüzal stresler restorasyon ömrünü azaltmaktadır. Bu nedenle restoratif materyallerin değerlendirilmesi sırasında materyallerin yorulma dayanımı da dikkate alınmalıdır [68]. Oklüzal yükleme ile yaşlandırma kullanılan çalışmalarda tercih edilen döngü sayısı 1.000-100.000 döngü arasında, kuvvet ise 50 ila 90 Newton arasında değişmektedir. Oklüzal yükleme testlerinde tercih edilen 0,5 Hertz (Hz) döngü frekansının, *in vivo* olarak rapor edilen çiğneme döngü frekansına yakın olduğu belirtilmiştir [72].

2.6. Çalışmanın Amacı ve Sıfır Hipotezleri

Bu *in vitro* çalışmada piyasada bulunan ve klinik olarak kullanılmakta olan farklı fonksiyonel monomer ve çözücü içeriğine sahip, farklı asiditedeki üç universal adeziv farklı modlarda kullanımlarının dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkileri, altın standart olarak kabul edilen iki aşamalı SE adeziv sistem ve üç aşamalı ER adeziv sistem ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amaçlandı.

Çalışmanın sıfır hipotezleri;

1. Universal adeziv sistemlerin farklı uygulama modu ve asitleme sürelerinin dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisi olmayacağı,
2. Universal adeziv sistemlerin asiditelerindeki farklılıkların dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisi olmayacağı,
3. Universal adeziv sistemlerin içeriklerindeki farklılıkların dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisi olmayacağı yönündedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması Gazi Üniversitesi Etik Kurulu tarafından GÜDHKAEK.2022.25/2 sayılı karar ile onaylanmış ve Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından TDH-2023-8535 kodlu proje ile desteklenmiştir.

Çalışmada piyasada bulunan ve klinik olarak kullanılmakta olan farklı fonksiyonel monomer ve çözücü içeriğine sahip, farklı asiditedeki üç universal adeziv farklı modlarda kullanımlarının dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkileri, altın standart olarak kabul edilen iki aşamalı SE adeziv sistem ve üç aşamalı ER adeziv sistem ile karşılaştırmalı olarak değerlendirildi.

Çalışmada hazırlanan numunelerin termal yaşlandırması Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda, makaslama bağlanma dayanım testi Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda, SEM/EDS analizi ise Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

3.1. Power Analiz

Çalışmanın numune büyüklüğünün hesaplanmasında G*Power (G*Power Ver. 3.0, Almanya) paket programı kullanıldı. 0.40 etki büyüklüğü dikkate alındığında herhangi iki grup arasındaki farkların %80 güç ve %5 yanılma düzeyinde istatistiksel olarak önemliliğini test edebilmek için grupların her birine en az 7 numune hazırlanması gerektiği hesaplandı. 1:4 oranında olası veri kaybı dikkate alındığında alt grupların her birine en az 8.75 örneğin dahil edilmesi gerektiğinden grup başına numune sayısı 10 (n=10) olarak belirlendi [73, 74].

3.2. Materyaller

Çalışmada kullanılan materyaller, kimyasal içerikleri ve uygulama talimatları Çizegle 3.1'de özetlenmiştir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller, kimyasal içerikleri ve uygulama talimatları

Marka (Lot Numarası)	Üretici Firma	Materyal	Kimyasal İçerik	Uygulama Talimatı
Kerr Jel Asit (9331345)	Kerr Corporation, Orange, CA, ABD	Demineralize edici ajan	%37,5'lik fosforik asit	Fosforik asit 15 sn saniye boyunca diş yüzeyine uygulanır, 15 sn su ile yıkılır ve 5 sn boyunca dentin nemli kalacak şekilde hava verilir.
Optibond FL (9331345)	Kerr Corporation, Orange, CA, ABD	3 aşamalı etch&rinse adeziv	Primer: HEMA, PAMM, GPDM, Su, Etanol, fotoinisiyatör pH:2 Adeziv: TEGDMA, UDMA, GPDM, HEMA, Bis-GMA, alkali fluorosilikat, fotoinisiyatör	Asit uygulanmış dentin yüzeyine hafif fırçalama hareketi ile 15 saniye süreyle primer uygulanır. 5 saniye boyunca hava verilir. Ardından temiz bir fırça ile 15 saniye boyunca adeziv uygulanır ve 5 saniye boyunca hava verilir. LED ışık cihazı ile 10 saniye polimerize edilir.
Clearfil SE Bond (000461)	Kuraray Medical Inc., Okayama, Japonya	2 aşamalı self etch adeziv	Primer: 10-MDP, HEMA, Hidrofilik alifatik dimetakrilat, dl-kamforkinon, N,N-dietanol- p-tolidin, Su pH<2,5 Adeziv: 10-MDP, Bis-GMA, HEMA, Hidrofobik alifatik dimetakrilat, dl-kamforkinon, N,N-dietanol-p-tolidin, Kolloidal silika	Primer tek kullanımlık fırça ucu ile dentin yüzeyine uygulanır ve 20 saniye beklenir ardından yağ içermeyen hava sıkılarak solventlerin buharlaşması sağlanır. Temiz bir fırça ucu ile dentin yüzeyine adeziv uygulanır ve yağ içermeyen hava sıkılarak üniform bir tabaka oluşturulur. 10 saniye boyunca LED ışık cihazı ile polimerize edilir.
AllBond Universal (2200004069)	Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD	Universal Adeziv	MDP , Bis-GMA, HEMA, Etanol, Su, İnisiyatör pH:3,2	2 tabaka adeziv tabaka başına 10- 15 saniye olacak şekilde uygulanır. En az 10 saniye boyunca hava verilir ve LED ışık cihazı ile 10 saniye boyunca polimerize edilir.
Optibond Universal (8772891)	Kerr Corporation, Orange, CA, ABD	Universal Adeziv	GPDM, HEMA, Etanol, Aseton pH:2,3	Tek kullanımlık uygulama fırçası ile dentin yüzeyine bol miktarda adeziv uygulanır. 20 saniye boyunca fırçalama hareketi ile yüzey fırçalanır. Adeziv önce hafif sonra orta dereceli hava ile 5 saniye boyunca kurutulur ve LED ışık cihazı ile 10 saniye boyunca polimerize edilir.
G-2 Bond Universal (2208011)	GC Corporation, Tokyo, Japonya	2 aşamalı Universal Adeziv	Primer: 4-MET, 10-MDP, 10- MDTP, Aseton, Su, Dimetakrilat monomer, İnisiyatör, Doldurucu pH:1,5 Adeziv: Dimetakrilat monomer, Bis-GMA, Doldurucu, Başlatıcı	Uygulama yapmadan önce primer şişesi çalkalanır. Dentin yüzeyine temiz aplikatör uç ile primer uygulanır. Primer uygulamadan sonra 10 saniye boyunca kendi haline bırakılır. 5 saniye boyunca yüksek basınçlı hava verilir. Ardından dentin yüzeyine adeziv uygulanır ve üniform bir tabaka elde edene kadar hafif hava verilir. LED ışık cihazı ile 10 saniye boyunca polimerize edilir.
Filtek Z550 (9457512)	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD	Nanohibrit kompozit rezin	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, PEGMA, TEGMA, %78,5 doldurucu	2 mm'lik tabakalar halinde dentin uygulanır. Her tabaka LED polimerizasyon ışık cihazı ile 20 saniye boyunca polimerize edilir.

3.3. Laboratuvar Aşamaları

Çalışmanın laboratuvar aşamaları 5 bölümde yürütüldü:

- Numunelerin hazırlanması
- Termal döngü ile yaşlandırma
- Makaslama bağlanma dayanım testi
- Kırılma analizi
- Taramalı elektron mikroskobu analizi

3.3.1. Numunelerin hazırlanması

Çalışmada dentine makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmek için çürüksüz, çatlak veya defekti olmayan 110 adet çekilmiş gömülü insan üçüncü molar dişi kullanıldı. Dişler, üzerlerindeki eklentiler uzaklaştırıldıktan sonra deney aşamasına kadar distile suda bekletildi. Dişler çekimi takiben 6 ay içerisinde kullanıldı.

Dişler kullanılacak olan adeziv sisteme ve uygulama moduna göre rastgele 11 gruba ayrıldı. Dişlerin kuronları elmas disk ile su soğutması altında köklerinden ayrıldı ve ardından mesio-distal yönde ikiye ayrıldı. Böylece her bir dişten 2 adet olacak şekilde toplam 220 adet dentin yüzeyi elde edildi. Aynı dişe ait dentin yüzeylerinin bir tanesi 24 saat sonra, diğeri ise yaşlandırma süreci sonrasında yapılacak olan makaslama bağlanma dayanım testinde kullanılmak üzere numaralandırıldı (n=10).

Dişlerin dentin yüzeyleri düz yapışkan bir yüzeye yapıştırıldı, ardından polivinilklorür (PVC) silindir ile çevrelenerek pembe soğuk akriliğe gömüldü. Dentin yüzeyindeki yapışkan ve akrilik artıklarının temizlenmesi için numuneler 100 grit zımpara ile su soğutması altında zımparalama ve polisaj cihazında (Presi Meccapol P230, Grenoble, Fransa) (Resim 3.1) 300 rpm hızda zımparalandı. Her bir numune stereomikroskop (Olympus SZ- 40, Tokyo, Japonya) altında incelenerek artık kalıp kalmadığı kontrol edildi. Ardından dentin yüzeyleri standart smear tabakası elde etmek için 600 grit zımpara ile su soğutması altında 300 rpm hızda 60 saniye boyunca aşındırıldı (Resim 3.2).



Resim 3.1. Zımparalama ve polisaj cihazı



Resim 3.2. Akrilik içerisine gömülmüş diş numunesi

Numunelerin hazırlanmasından önce çalışmada kullanılacak LED ışık cihazının (Valo X, Ultradent Products Inc., Güney Ürdün, UT, ABD) (Resim 3.3) ışık şiddeti radyometre cihazı (Bluephase meter, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) kullanılarak ölçüldü. LED ışık cihazı kullanılan adezivlerin ve kompozitin polimerizasyonu sırasında pil seviyesinin ışık şiddetini etkilememesi için prize takılı halde 1.350 mW ışık şiddetinde standart modda kullanıldı.



Resim 3.3. LED ışık cihazı

Grup CSE

Numunelerin dentin yüzeyine ilk olarak Clearfil SE Bond'un primeri temiz bir mikro fırça ile uygulandı ve 20 saniye bekledikten sonra yüzeye hava-su spreyi ile 3 cm mesafeden hava verildi. Ardından temiz bir mikro fırça ile Clearfil SE Bond'un adezivi 15 saniye boyunca ovalayarak uygulandı ve tekrar hava verilip Valo X ışık cihazı ile 1 cm mesafeden 10 saniye boyunca polimerize edildi.



Resim 3.4. Clearfil SE Bond

Grup OPFL

Numunelerin dentin yüzeyine 15 saniye boyunca %37,5 ortofosforik asit (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD) uygulandı, yüzey 15 saniye boyunca yıkandı ve 5 saniye boyunca hava su spreyi ile 3 cm mesafeden hafifçe kurutuldu. Ardından 4. Jenerasyon OptiBond FL adeziv sistemin primeri 15 saniye boyunca dentin yüzeyine fırça yardımıyla ovalayarak uygulandı, 5 saniye boyunca hava-su spreyi ile 3 cm mesafeden hava verildi. Üçüncü adım olarak adeziv şişesi 5 saniye çalkalandıktan sonra adeziv temiz bir mikro fırça ile dentin yüzeyine 15 saniye boyunca ovalayarak uygulandı ve 5 saniye boyunca hava verildi. Adeziv tabaka Valo X LED ışık cihazı ile 10 saniye boyunca 1 cm mesafeden polimerize edildi.



Resim 3.5. OptiBond FL

Grup AL

Numunelerin dentin yüzeyine All Bond Universal (Bisco Inc., Schaumburg IL, ABD) adeziv sistem her tabaka 10-15 saniye boyunca mikro fırça ile ovalanarak 2 tabaka halinde uygulandı. Yüzeye en az 10 saniye boyunca, adeziv hareket etmeyene ve yüzeyde camsı bir görüntü elde edilene kadar 3 cm mesafeden hava-su spreyi ile hava verildi. Adeziv Valo X ışık cihazı ile 1 cm mesafeden 10 saniye boyunca polimerize edildi.



Resim 3.6. All Bond Universal

Grup AL-3

Numunelerin dentin yüzeyine 3 saniye boyunca %37.5 ortofosforik asit uygulandı, yüzey 15 saniye boyunca suyla yıkandı ve 5 saniye boyunca 3 cm mesafeden hava su spreyi ile dentin nemli kalacak şekilde hafifçe kurutuldu. Ardından Grup AL’de anlatılan işlemler tekrarlandı.



Resim 3.7. %37,5 ortofosforik asit

Grup AL-15

Numunelerin dentin yüzeyine 15 saniye boyunca %37.5 ortofosforik asit uygulandı, yüzey 15 saniye boyunca suyla yıkandı ve 5 saniye boyunca 3 cm mesafeden hava su spreyi ile dentin nemli kalacak şekilde hafifçe kurutuldu. Ardından Grup AL’de anlatılan işlemler tekrarlandı.

Grup OP

Numunelerin dentin yüzeyine OptiBond Universal Adeziv (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD) şişesi çalkalandıktan sonra 20 saniye boyunca temiz bir mikro fırça ile ovalayarak adeziv uygulandı. Dentin yüzeyine, yüzey düzgün ve parlak görünecek şekilde önce hafif, daha sonra orta derece şiddette 5 saniye boyunca 3 cm mesafeden hava su spreyi ile hava verildi. Adeziv tabaka Valo X ışık cihazı ile 10 saniye boyunca 1 cm mesafeden polimerize edildi.



Resim 3.8. OptiBond Universal

Grup OP-3

Numunelerin dentin yüzeyine 3 saniye boyunca %37.5 ortofosforik asit uygulandı, yüzey 15 saniye boyunca suyla yıkandı ve 5 saniye boyunca hava su spreyi ile dentin nemli kalacak şekilde hafifçe kurutuldu. Ardından Grup OP’de anlatılan işlemler tekrarlandı.

Grup OP-15

Numunelerin dentin yüzeyine 15 saniye boyunca %37.5 ortofosforik asit uygulandı, yüzey 15 saniye boyunca suyla yıkandı ve 5 saniye boyunca hava su spreyi ile dentin nemli kalacak şekilde hafifçe kurutuldu. Ardından Grup OP’de anlatılan işlemler tekrarlandı.

Grup G2

G2 Bond Universal Adeziv’in (GC Corporation, Tokyo, Japonya) primer şişesi çalkalandıktan sonra numunelerin dentin yüzeyine 15 saniye boyunca fırça yardımıyla uygulandı. Ardından 10 saniye boyunca kendi haline bırakıldı ve 5 saniye boyunca hava-su spreyi ile 3 cm mesafeden yüksek basınçlı hava verildi. Ardından G2 Bond Universal’in adezivi temiz bir mikro fırça ile dentin yüzeyine 15 saniye boyunca ovalayarak uygulandı, hava su spreyi ile 5 saniye boyunca hava verildi ve Valo X ışık cihazı ile 10 saniye boyunca 1 cm mesafeden polimerize edildi.



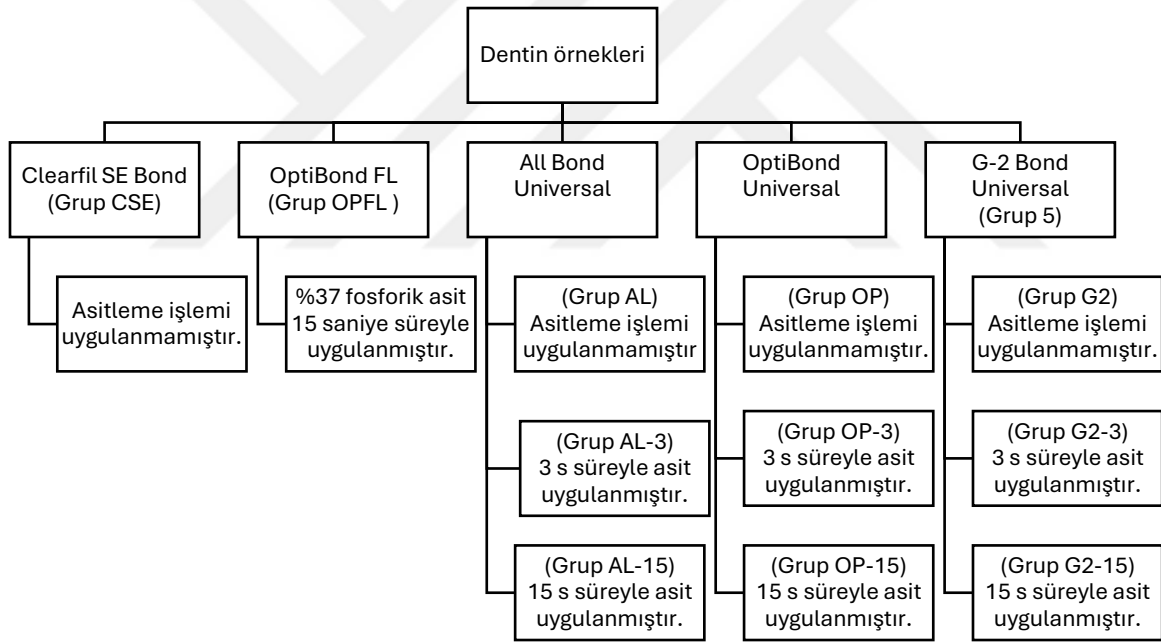
Resim 3.9. G2-Bond Universal

Grup G2-3

Numunelerin dentin yüzeyine 3 saniye boyunca %37,5 ortofosforik asit uygulandı, yüzey 15 saniye boyunca suyla yıkandı ve 5 saniye boyunca hava su spreyi ile 3 cm mesafeden dentin nemli kalacak şekilde hava verildi. Ardından Grup G2’da anlatılan işlemler tekrarlandı.

Grup G2-15

Numunelerin dentin yüzeyine 15 saniye boyunca %37.5 ortofosforik asit uygulandı, yüzey 15 saniye boyunca suyla yıkandı ve 5 saniye boyunca hava su spreyi ile 3 cm mesafeden dentin nemli kalacak şekilde hava verildi. Ardından Grup G2’da anlatılan işlemler tekrarlandı.



Şekil 3.1. Çalışma grupları ve uygulanan adeziv işlemler

Dentin yüzeylerine Şekil 3.1’de özetlenen adeziv işlemler uygulandıktan sonra Ultradent jig kullanılarak 2,38 mm çapta ve 3 mm yüksekliğinde silindir şeklinde Filtek Z550 rezin kompozit 2 tabaka halinde uygulandı (Resim 3.10). Her bir katman Valo X polimerizasyon cihazı ile 20 saniye boyunca polimerize edildi. Hazırlanan numuneler post-polimerizasyon için 24 saat boyunca 37°C etüvde distile su içerisinde bekletildi.



Resim 3.10. Filtek Z550 rezin kompozit

3.3.2. Termal döngü

24 saat sonunda aynı dişin iki farklı yüzünden elde edilen ve aynı adeziv basamaklar uygulanan numuneler termal yaşlandırma öncesi ve sonrasını değerlendirmek için iki alt gruba ayrıldı (n=10). Birinci alt gruptaki numunelerin makaslama bağlanma dayanım testi 24 saat 37°C distile su içerisinde bekletme süresinin sonunda gerçekleştirildi. İkinci alt gruptaki numuneler 30 saniye bekleme, 5 saniye transfer süresi ile 5 °C ve 55 °C arasında 6 aylık klinik yaşlanmaya denk gelen 5000 döngülük termal yaşlandırmaya (SD Mechatronik Termocycler Cihazı) tabi tutuldu.

3.3.3. Makaslama bağlanma dayanım testi

Numunelerin makaslama bağlanma dayanım testi universal test cihazında (Schimadzu IG-IS, Kyoto, Japonya) (Resim 3.11) keski biçimli metal uç kullanılarak gerçekleştirildi. Universal test cihazının alt parçasına PVC silindir içerisine gömülü numuneler sabitlendi. Üst hareketli parçasına ise keski biçimli metal uç; dentin yüzeyine paralel, dentin ve kompozit ara yüzüne dik olacak şekilde sabitlendi. Test sırasında keski biçimli metal uç dentin-kompozit ara yüzüne en yakın noktaya dik bir şekilde konumlandırılarak 1 mm/dk sabit hızda hareket ettirildi (Resim 3.12). Kopma sırasında elde edilen maksimum kuvvet, bağlanma ara yüzünün alanına bölünerek megapascal (Mpa) değerlerine dönüştürüldü ve elde edilen veriler istatistiksel analiz için kaydedildi.



Resim 3.11. Universal test cihazı



Resim 3.12. Makaslama bağlanma dayanım testi

3.3.4. Kırılma analizleri

Numunelerin kırılma yüzey alanları stereomikroskop kullanılarak x40 büyütmede incelendi. Kırılma, dentin kompozit bağlanma ara yüzeyinde olmuşsa adeziv başarısızlık, dentin veya kompozit materyalin kendi içerisinde olmuşsa koheziv başarısızlık, kırılma hattının bir bölümü bağlanma ara yüzeyinde bir bölümü kompozit yüzeyinde olmuşsa miks başarısızlık olarak sınıflandırılarak kaydedildi.

3.3.5. Taramalı elektron mikroskobu analizi

Taramalı elektron mikroskobu (SEM/EDS) analizi için çürüksüz, restorasyonsuz, çatlak veya defekti olmayan 11 adet çekilmiş gömülü insan üçüncü molar dişi kullanıldı. Dişlerin üzerindeki eklentiler uzaklaştırıldıktan sonra dişlerde 4 mm derinliğinde standart oklüzal kavite hazırlandı. Her bir grup için yukarıda anlatılan adeziv basamaklar uygulandı. Hazırlanan oklüzal kavite 2 tabaka şeklinde Filtek Z550 kompozit rezin ile restore edildi ve her tabaka Valo X ışık cihazı kullanılarak 20 saniye polimerize edildi. Tüm numuneler 24

saat boyunca 37°C etüvde distile su içerisinde bekletildi. Dişlerin kuronları elmas disk ile su soğutması altında mesio-distal yönde ikiye ayrıldı. Dişlerden elde edilen bir kesit EDS analizi için cam kapaklı bir petri kabı içerisinde kurumaya bırakıldı. Diğer kesit ise sırasıyla 600, 800, 1000, 1200, 4000 grit zımpara kullanılarak su soğutması altında 300 rpm hızda 60 saniye zımparalandı. Hazırlanan kesitlere Eligüzeloğlu ve arkadaşlarının çalışmasında bahsedilen protokole uygun şekilde [75] 5 saniye boyunca %37 ortofosforik asit uygulandı, ardından kesitler 10 saniye boyunca suyla yıkandı ve 10 dakika boyunca %5lik sodyum hipoklorid (NaOCl) içerisinde bekletildi. Hazırlanan numuneler cam kapaklı bir petri kabı içerisinde oda sıcaklığında kurumaya bırakıldı. Numuneler altın kaplama cihazında vakum altında 20 saniye süreyle altın kaplandı (Resim 3.13). Numunelerin altın kaplanmasını takiben SEM/EDS analizi Hitachi SU5000 (Japonya) cihazı kullanılarak yapıldı.



Resim 3.13. Altın kaplanan numune yüzeyleri

3.4. İstatistiksel Analiz

Elde edilen verilerin istatistiksel analizi IBM SPSS 25.0 (Statistical Package for Social Science, SPSS Inc; Chicago; IL, ABD) paket programı kullanılarak yapıldı. Verilerin normal dağılım gösterdiği Kolmagorov-Smirnov ve Shapiro Wilk's testi kullanılarak; varyans homojenliği ise Levene testi kullanılarak saptandı. Çalışma gruplarının istatistiksel karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi (ANOVA), çoklu karşılaştırmalarda ise LSD testi kullanıldı. Çalışma gruplarında aynı dişe ait iki dentin yüzeyinin termal yaşlandırma döngüsünden önceki ve sonraki bağlanma dayanım değerlerinin karşılaştırılmasında eşleştirilmiş örneklem t-testi kullanıldı. Karşılaştırmaların anlamlılığı %95 güvenirlilik düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Bulguları

4.1.1. Başlangıç ve termal yaşlandırma sonrası elde edilen makaslama bağlanma dayanım değerleri bulguları

Hazırlanan numunelerin 24 saat boyunca 37°C etüvde distile su içerisinde bekletildikten sonra ve termal yaşlandırma sonrası elde edilen makaslama bağlanma dayanım değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 4.1 ve şekil 4.1’de gösterilmiştir.

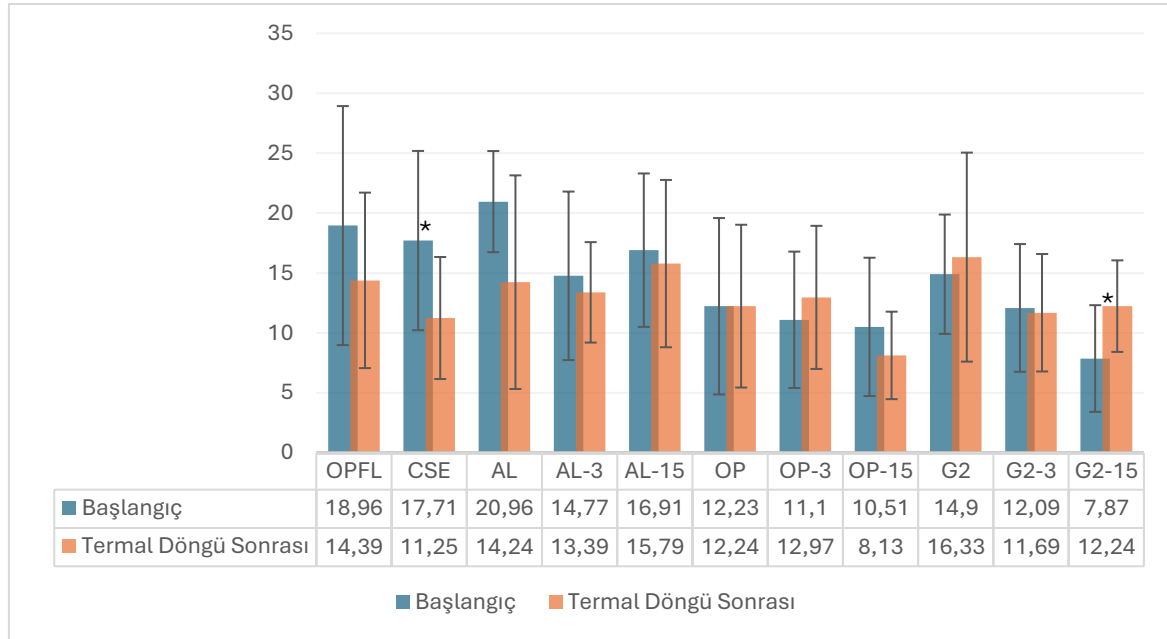
Çizelge 4.1. Başlangıç ve termal yaşlandırma sonrası makaslama bağlanma dayanım değerleri

GRUPLAR	MAKASLAMA BAğLANMA DAYANIM DEğERLERİ		Bağımlı örneklem t testi (p=)
	Başlangıç Ort±SD	Termal döngü sonrası Ort±SD	
CSE	17.71±7.48 ^{ABDFGa}	11.25±5.09 ^{ABCb}	0.033
OPFL	18.96±9.97 ^{ABGa}	14.39±7.32 ^{ACa}	0.359
AL	20.96±4.22 ^{Ba}	14.24±8.91 ^{ACDa}	0.109
AL-3	14.77±7.03 ^{ACDFGa}	13.39±4.19 ^{ABCa}	0.493
AL-15	16.91±6.4 ^{ABDFGa}	15.79±6.98 ^{ACDa}	0.754
OP	12.23±7.36 ^{CDEHa}	12.24±6.79 ^{BCa}	0.998
OP-3	11.1±5.69 ^{CEHa}	12.97±5.97 ^{BCa}	0.486
OP-15	10.51±5.77 ^{CEHa}	8.13±3.65 ^{Ba}	0.408
G2	14.9±4.98 ^{GHJa}	16.33±8.72 ^{Ca}	0.609
G2-3	12.09±5.33 ^{EFJa}	11.69±4.9 ^{Ba}	0.866
G2-15	7.87±4.45 ^{Ea}	12.24±3.82 ^{BCb}	0.005
ANOVA (p=)	0.000	0.057	

Yukarıdan aşağıya farklı büyük harfler LSD testi sonucuna göre gruplar arasındaki makaslama bağlanma dayanım değerleri farkını göstermektedir. Soldan sağa farklı küçük harfler ise bağımlı örneklem t testi sonucuna göre tek bir adezivin termal döngü yaşlandırmasından sonra makaslama bağlanma dayanımındaki istatistiksel farkı göstermektedir.

Makaslama bağlanma dayanım değeri ortalamaları değerlendirildiğinde en yüksek başlangıç makaslama bağlanma dayanım değeri AL grubunda, en düşük makaslama bağlanma dayanımı ise G2-15 grubunda gözlemlendi. AL grubu ile OPFL, CSE ve AL-15 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı (p>0,05). G2-15 grubu ile OP-15, OP-3, OP ve G2-3 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı (p>0.05).

SE modunda kullanılan tüm universal adezivler altın standart olarak kabul edilen CSE ile benzer başlangıç makaslama bağlanma dayanım değerleri sergilerken ($p>0.05$), ER modunda kullanılan universal adezivler AL-15 hariç OPFL'den düşük başlangıç makaslama bağlanma dayanım değeri sergiledi. AL-15 ve OPFL'nin başlangıç makaslama bağlanma dayanım değeri istatistiksel olarak benzer bulundu ($p>0.05$).



(*: Başlangıç ve yaşlandırma sonrası anlamlı farkı ifade etmektedir).

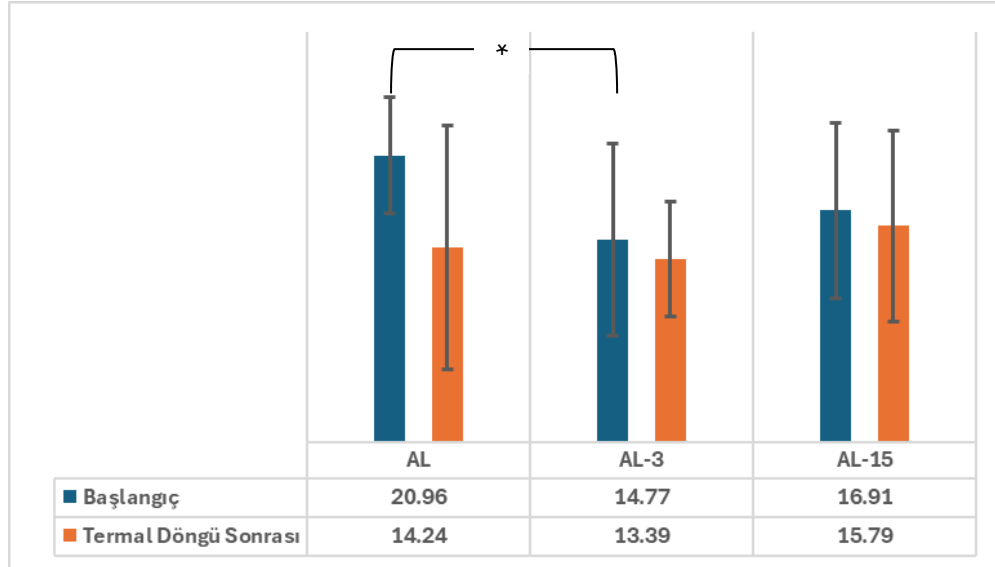
Şekil 4.1. Başlangıç ve termal yaşlandırma sonrası makaslama bağlanma dayanım değerleri

Termal yaşlandırmadan sonra en yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri G2 grubunda, en düşük makaslama bağlanma dayanım değeri ise OP-15 grubunda gözlemlendi. OPFL, CSE, AL-15, AL-3, AL, OP-3, OP, G2-15 ile G2 grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). OP-15 grubu ile CSE, AL-3, OP-3, OP, G2-15, G2-3 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p>0.05$).

OPFL, CSE, AL-15, AL-3, AL, OP-15 ve G2-3 gruplarının makaslama bağlanma dayanım değerlerinin termal döngü yaşlandırmasından sonra düştüğü ancak bu düşüşün sadece CSE grubunda istatistiksel olarak anlamlı fark yarattığı gözlemlendi ($p<0.05$). OP-3, G2-15 ve G2 gruplarında termal döngü yaşlandırmasından sonra makaslama bağlanma dayanım değerlerinin arttığı ancak sadece G2-15 grubunda istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu gözlemlendi ($p<0.05$).

4.1.2. Kullanılan adeziv tiplerine göre makaslama bağlanma dayanım değerlerinin karşılaştırılması

All Bond Universal



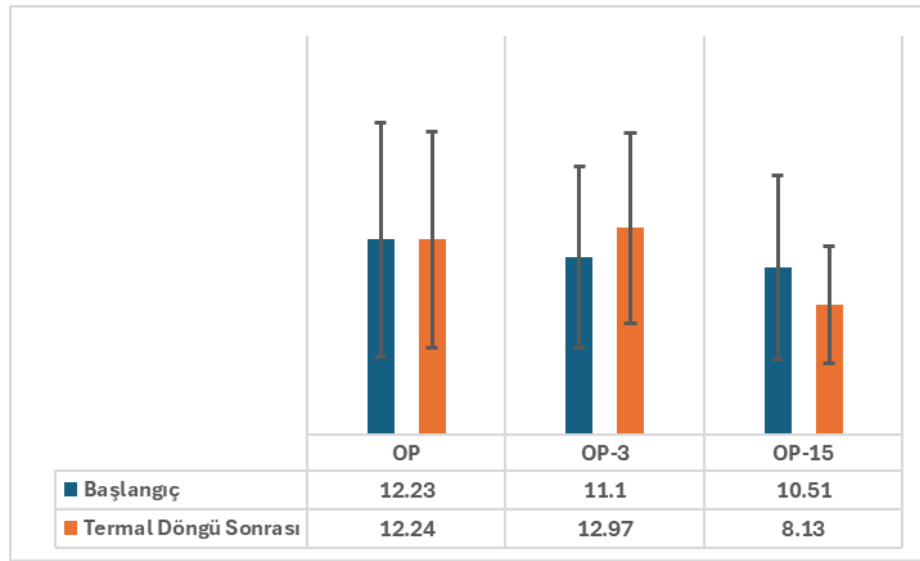
(*: Gruplar arasındaki anlamlı farkı ifade etmektedir).

Şekil 4.2. All Bond Universal kullanılan grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri

All Bond Universal adeziv kullanılan grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri Şekil 4.2’de gösterildi. Gruplar arasında en yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri AL grubunda gözlemlendi. AL-15 ve AL grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmezken ($p>0.05$), AL-3 grubu, AL grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük makaslama bağlanma dayanımı sergiledi ($p=0.041$). AL-15, AL-3 ve AL grupları kontrol grubu olarak kullanılan OPFL ve CSE grupları ile benzer değerler sergiledi ($p>0.05$).

All Bond Universal adeziv kullanılan grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri termal döngü yaşlandırmasından sonra azalmış olsa da bu azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görüldü ($p>0.05$). Termal yaşlandırma sonrası en yüksek makaslama bağlanma değeri AL-15, en düşük makaslama bağlanma dayanım değeri AL-3 grubunda gözlemlendi ancak gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). Her üç grup da (AL-15, AL-3, AL) yaşlandırma sonrası kontrol grupları (OPFL, CSE) ile benzer makaslama bağlanma dayanım değerleri sergiledi.

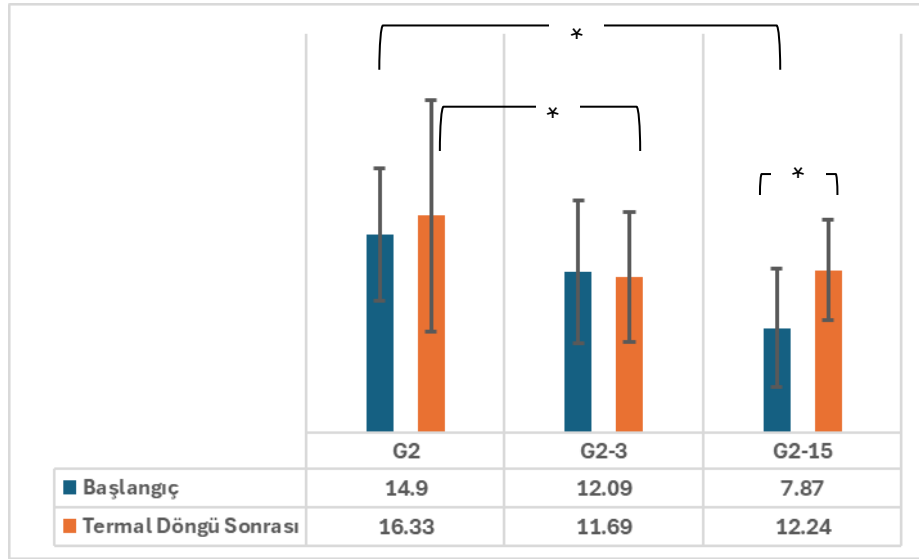
OptiBond Universal



Şekil 4.3. OptiBond Universal kullanılan grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri

OptiBond Universal kullanılan grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri Şekil 4.3'te gösterilmiştir. Grupların makaslama bağlanma dayanım değerlerinin dentini asitleme sürelerinden etkilenmediği gözlemlendi. Gruplar arasında en yüksek makaslama bağlanma dayanım değerini OP, en düşük makaslama bağlanma dayanım değerini OP-15 sergiledi. Ancak gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). OP-15 OPFL'den istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük makaslama bağlanma dayanımı değeri sergiledi ($p=0.001$). OP grubu, CSE ile benzer makaslama bağlanma dayanım değeri sergiledi ($p>0.05$). Asitleme süresinden bağımsız olarak termal döngü yaşlandırmasından önce ve sonra elde edilen makaslama bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p<0.05$).

G2-Bond Universal



(*: Gruplar arasındaki anlamlı farkı ifade etmektedir).

Şekil 4.4. G2-Bond Universal adeziv kullanılan grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri

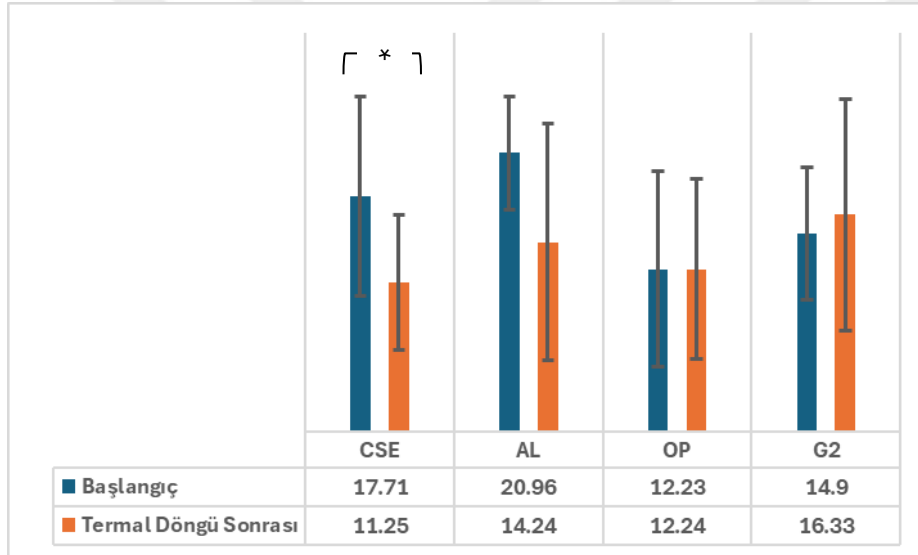
G2-Bond Universal kullanılan grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri Şekil 4.4'te gösterilmiştir. En yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri G2, en düşük makaslama bağlanma dayanım değeri G2-15 grubunda gözlemlendi. Bu iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0.022$). G2-3 ve G2 grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p>0.05$). G2 grubu ile kontrol grupları (OPFL, CSE) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). G2-15 grubu kontrol gruplarından (OPFL, CSE) istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük makaslama bağlanma dayanım değerleri sergiledi. G2-3 grubu OPFL grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük ($p=0.011$), CSE grubuna benzer değerler sergiledi ($p>0.05$).

G2-3 hariç G2 Bond Universal kullanılan grupların termal döngü ile yaşlandırma sonrası makaslama bağlanma dayanım değerlerinin arttığı gözlemlendi. Bu artış G2-15 grubu için istatistiksel olarak anlamlı iken ($p=0.005$), G2 grubu için anlamlı bulunmadı ($p>0.05$). G2-3 grubunun termal döngü ile yaşlandırma sonrası makaslama bağlanma dayanım değerinin azaldığı gözlemlendi ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0.05$). Termal döngü ile yaşlandırma sonrası G2 grubu diğer iki gruptan daha yüksek makaslama bağlanma dayanımını sergiledi. Bu fark G2-3 grubu ile istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0.018$). G2-15 grubu termal döngü sonrası diğer iki grup ile istatistiksel olarak benzer makaslama

bağlanma dayanım değerleri sergiledi. G2 grubu kontrol gruplarından (OPFL, CSE) daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerleri sergilemesine rağmen bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0.05$). G2-15 grubu kontrol grupları (OPFL, CSE) ile benzer makaslama bağlanma dayanım değerleri sergiledi ($p>0.05$). G2-3 grubu OPFL grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük, CSE grubuna benzer makaslama bağlanma dayanım değeri sergiledi.

4.1.3. Asitleme sürelerine göre makaslama bağlanma dayanım değerlerinin karşılaştırılması

Dentinin asitlenmediği gruplar



(*: Başlangıç ve yaşlandırma sonrası farkı ifade etmektedir).

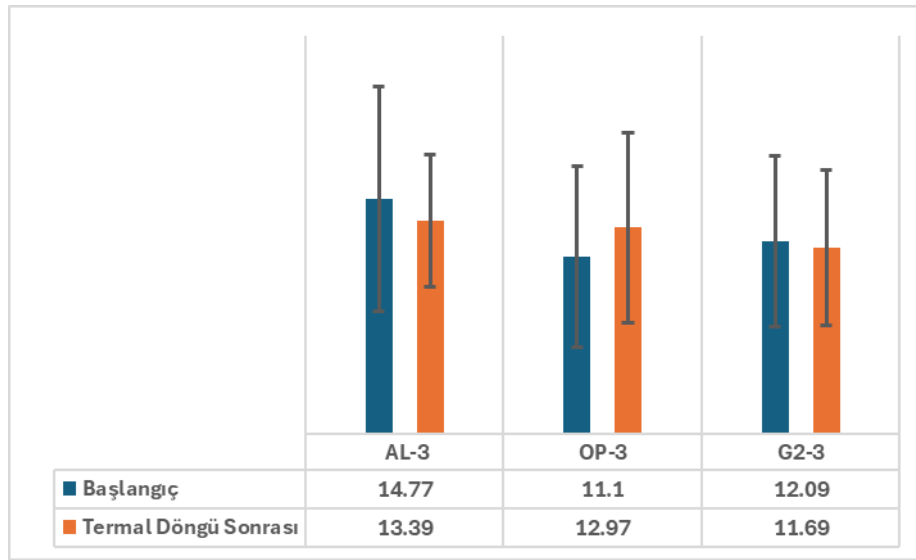
Şekil 4.5. Dentinin asitlenmediği grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri

Dentinin asitlenmediği grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri Şekil 4.5'te gösterilmiştir. Bu gruplar arasında en yüksek başlangıç makaslama bağlanma dayanım değeri sırasıyla AL, CSE, G2 ve OP grubunda gözlemlendi. AL grubu OP ve G2 grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri sergiledi ($p<0.05$). OP ve G2 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). Tüm adeziv grupları CSE grubu ile istatistiksel olarak benzer makaslama bağlanma dayanım değerleri sergiledi ($p<0.05$).

Termal döngü yaşlandırmasından sonra en yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri sırasıyla G2, AL, OP ve CSE gruplarında gözlemlendi. Grupların makaslama bağlanma dayanım

değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). Termal döngü yaşlandırmasından sonra CSE grubunun makaslama bağlanma dayanım değerinin istatistiksel olarak anlamlı şekilde azaldığı gözlemlendi ($p<0.05$). Diğer adeziv gruplarının termal döngü ile yaşlandırma öncesi ve sonrası makaslama bağlanma dayanım değerleri istatistiksel olarak benzer bulundu ($p>0.05$).

Dentinin 3 saniye süreyle asitlendiği gruplar

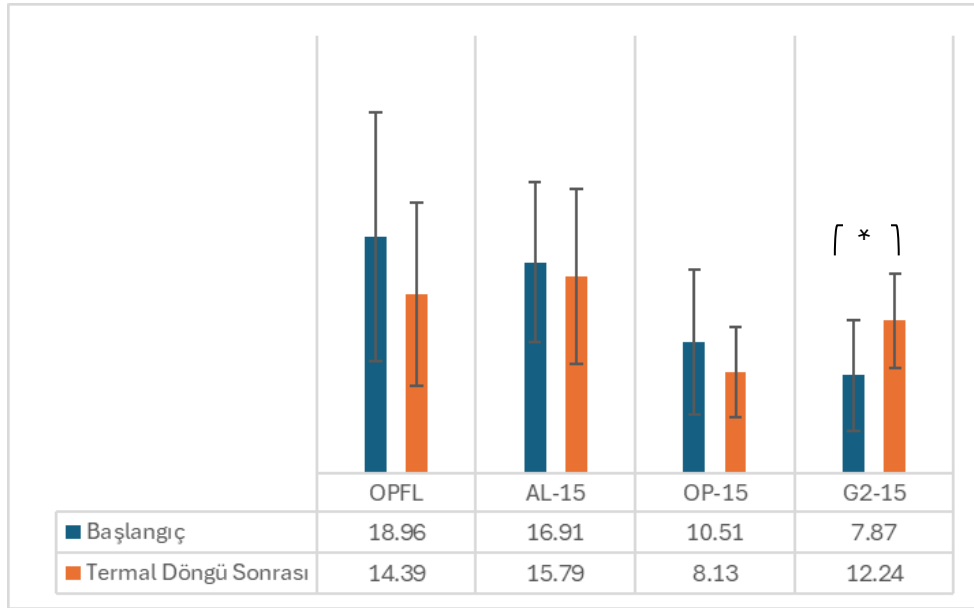


Şekil 4.6. Dentinin 3 saniye asitlendiği grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri

Dentinin 3 saniye süreyle asitlenmesinin ardından adeziv uygulanan grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri Şekil 4.6'da gösterilmiştir. Bu gruplar arasında en yüksek başlangıç makaslama bağlanma dayanım değeri AL-3 grubunda, en düşük makaslama bağlanma dayanım değeri OP-3 grubunda gözlemlendi. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). AL-3 grubu kontrol gruplarıyla (OPFL, CSE) benzer makaslama bağlanma dayanımı sergilerken, OP-3 grubunun makaslama bağlanma dayanım değeri kontrol gruplarından (OPFL, CSE) istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulundu ($p=0.002$, $p=0.023$). G2-3 grubu OPFL grubundan anlamlı şekilde düşük ($p=0.011$), CSE grubuna benzer makaslama bağlanma dayanım değeri sergiledi ($p>0.05$).

Termal döngü yaşlandırmasından sonra en yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri sırasıyla AL-3, OP-3 ve G2-3 gruplarında gözlemlendi. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. Grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri termal döngü yaşlandırmasından önce ve sonra benzer bulundu.

Dentinin 15 saniye süreyle asitlendiği gruplar



(*: Gruplar arasındaki anlamlı farkı ifade etmektedir).

Şekil 4.7. Dentinin 15 saniye asitlendiği grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri

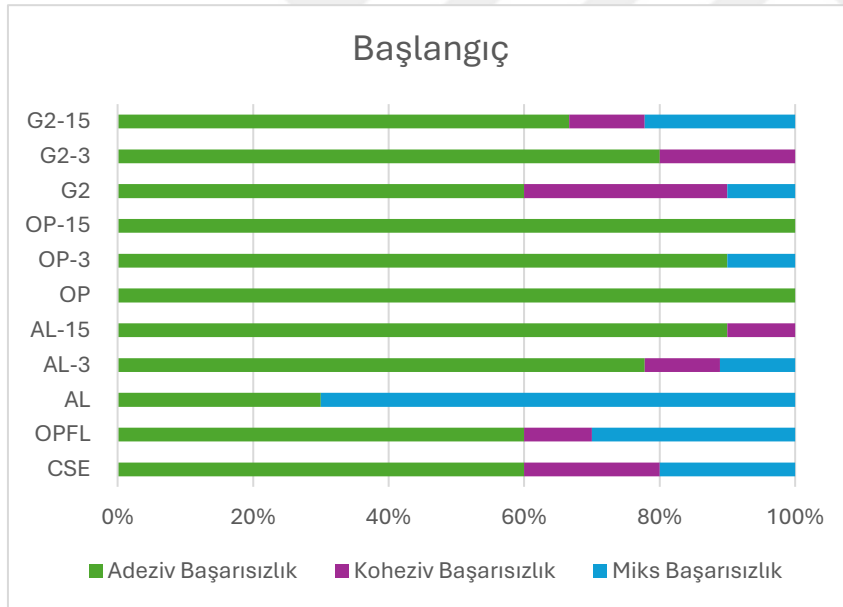
Dentinin 15 saniye asitlenmesinin ardından adeziv uygulanan grupların makaslama bağlanma dayanım değerleri Şekil 4.7’de gösterilmiştir. Bu gruplar arasında en yüksek başlangıç makaslama bağlanma dayanım değerinin OPFL grubundan elde edildiği gözlemlendi. Bu grubu sırasıyla AL-15, OP-15 ve G2-15 grubu izlemektedir. AL-15 grubunun makaslama bağlanma dayanım değeri istatistiksel olarak OPFL grubuna benzer bulundu ($p>0.05$). OP-15 ve G2-15 grubu AL-15 ve OPFL gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük makaslama bağlanma dayanımı sergiledi. OP-15 ve G2-15 grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$).

Termal döngü yaşlandırmasından sonra en yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri AL-15 grubundan elde edildi. Bu grubu sırasıyla OPFL, G2-15 ve OP-15 grupları izlemektedir. AL-15, G2-15 ve OPFL grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). OP-15 grubu AL-15 ve OPFL grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük ($p<0.05$), G2-15 grubuna benzer makaslama bağlanma dayanımı sergiledi ($p>0.05$). OPFL, AL-15 ve OP-15 gruplarının makaslama bağlanma dayanım değerlerinin termal döngü yaşlandırmasından sonra azaldığı gözlemlendi ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0.05$). G2-15 grubunun makaslama bağlanma dayanım değerinin termal döngü yaşlandırmasından sonra istatistiksel olarak anlamlı şekilde arttığı gözlemlendi ($p=0.005$).

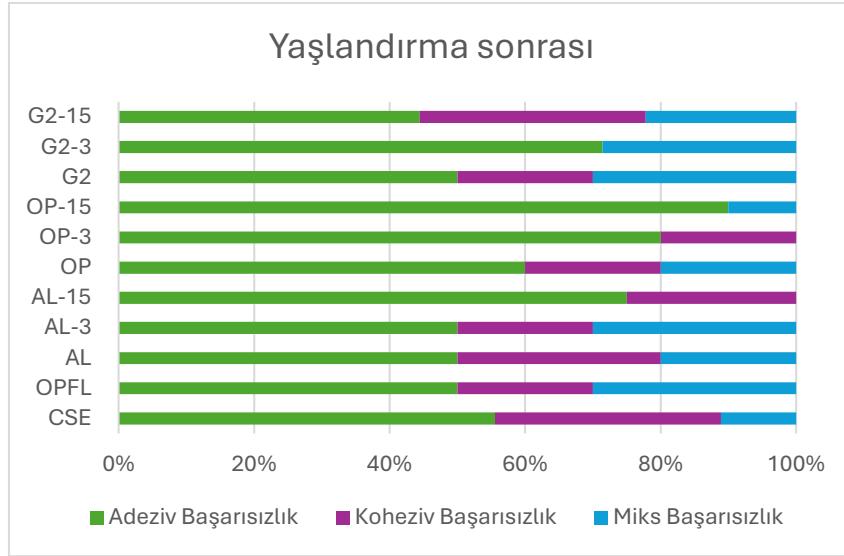
4.2. Kırılma Yüzey Analizi Bulguları

Çizelge 4.2. Kırılma analizi bulguları

Gruplar	Başlangıç			Termal Döngü Sonrası		
	Adeziv Başarısızlık	Koheziv Başarısızlık	Miks Başarısızlık	Adeziv Başarısızlık	Koheziv Başarısızlık	Miks Başarısızlık
CSE	6	2	2	5	3	2
OPFL	6	1	3	5	2	3
AL	3	0	7	5	3	2
AL-3	7	1	2	5	2	3
AL-15	9	1	0	7	3	0
OP	10	0	0	6	2	2
OP-3	9	0	1	8	2	0
OP-15	10	0	0	9	0	1
G2	6	3	1	5	2	3
G2-3	8	2	0	7	0	3
G2-15	7	1	2	5	3	2



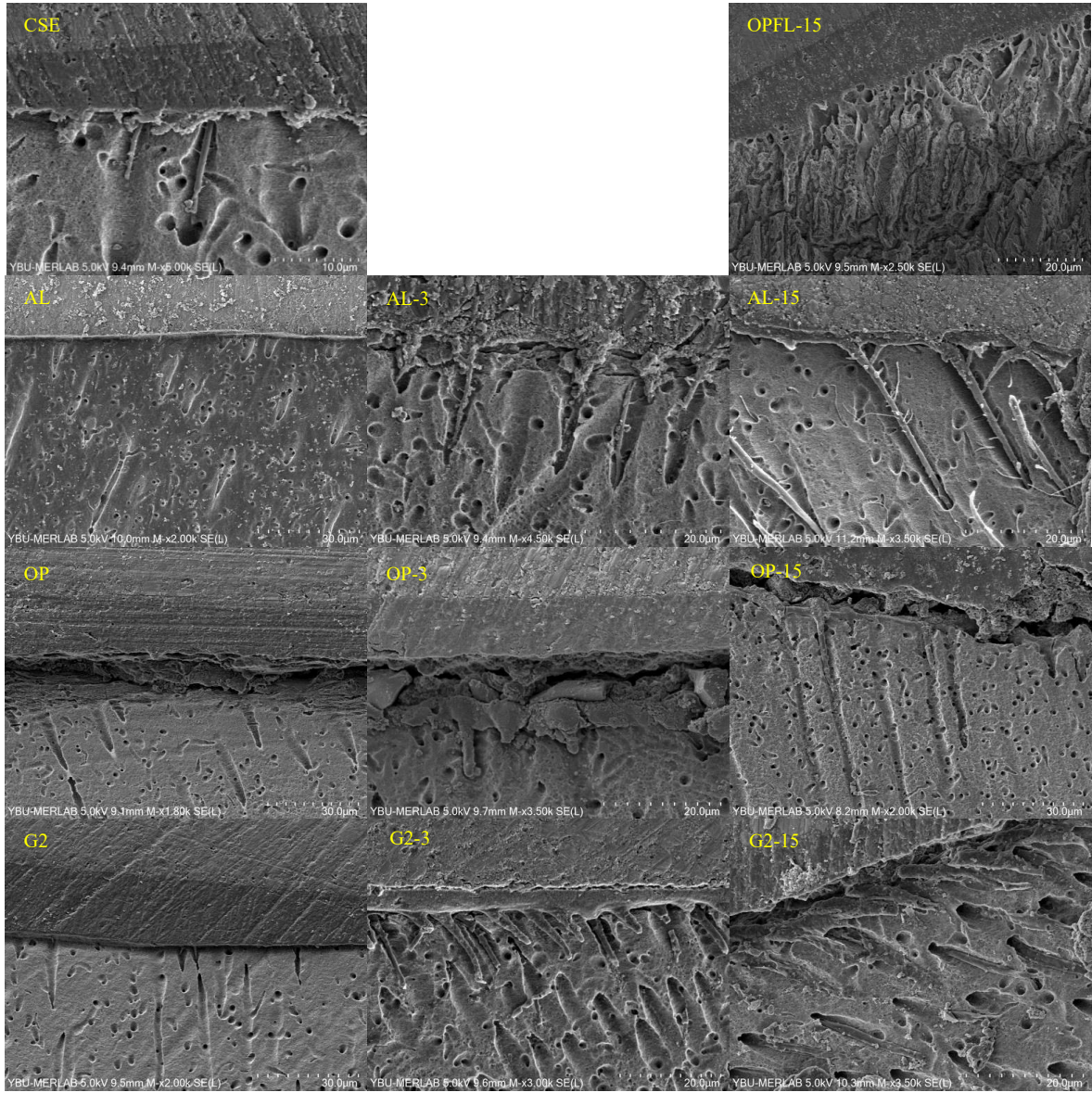
Şekil 4.8. Başlangıç gruplarının kırılma analizi bulguları



Şekil 4.9. Yaşlandırma sonrası grupların kırılma analizi bulguları

Başlangıç ve termal döngü sonrası gruplardan elde edilen kırılma analizi bulguları Çizelge 4.2’de, Şekil 4.8’de ve Şekil 4.9’da gösterildi. Bu bulgular incelendiğinde gruplarda adeziv, miks ve koheziv başarısızlık tiplerinin görüldüğü, değerlendirilen tüm gruplarda adeziv başarısızlık sayılarının daha yüksek olduğu gözlemlendi.

4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi Bulguları



Resim 4.1. SEM analizi bulguları

Adeziv rezin ve dentin bağlanma ara yüzeyinin SEM görüntüleri Resim 4.1’de gözlenmektedir. Adeziv tabaka kalınlığının kullanılan adeziv sistem ve uygulama modundan bağımsız olarak yaklaşık 10 µm civarında olduğu bulundu. Bağlanma ara yüzeyinin morfolojik özellikleri kullanılan asitleme moduna göre belirgin farklılıklar gösterdi. Universal adezivlerin ER modunda kullanıldığı gruplarda çok sayıda ve uzun rezin uzantılar gözlemlendi. En uzun rezin uzantılar AL-15 grubunda gözlemlendi. Üç saniye asit uygulanan gruplarda 15 saniye asit uygulanan gruplara kıyasla daha az sayıda ve kısa rezin uzantı bulunduğu gözlemlendi. SE modunda kullanılan universal adezivler ve CSE gruplarında

çok ince, kısa ve az sayıda rezin uzantı gözlemlendi. G2 Bond Universal'in SE modunda kullanıldığı grupta devamlı ve homojen bir adeziv tabaka gözlemlendi.

Çizelge 4.3. EDS analizi bulguları

GRUPLAR	Ca Miktarı (wt%)
CSE	67,03±0,21 ^A
OPFL	65,73±1,63 ^{AB}
AL	65,2±0,79 ^{AB}
AL-3	65,37±0,71 ^{AB}
AL-15	66,27±0,8 ^{AB}
OP	65,27±0,45 ^{AB}
OP-3	63,87±1,64 ^B
OP-15	66,17±1,55 ^{AB}
G2	64,83±0,15 ^{AB}
G2-3	66,5±0,75 ^{AB}
G2-15	64,27±0,58 ^{AB}
ANOVA	0.020

Yukarıdan aşağıya farklı büyük harfler gruplar arasındaki istatistiksel farklılığı ifade etmektedir.

Adeziv uygulanmasından sonra hibrit tabakada kalan Ca oranları Çizelge 4.3'te gösterildi. En yüksek Ca oranı CSE grubunda, en düşük Ca oranı ise OP-3 grubunda gözlemlendi. CSE grubu ile OP-3 grubu arasında anlamlı fark gözlemlenirken ($p<0.05$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlenmedi ($p>0.05$).

5. TARTIŞMA

Dental restorasyonların başarısı kullanılan adeziv sistemlerin diş dokularına bağlanma dayanım performansı ile doğrudan ilişkilidir. Adeziv sistemlerin bağlanma dayanım performansı klinik çalışmalar veya laboratuvar çalışmaları ile değerlendirilmektedir. Uzun vadeli klinik çalışmalar, restoratif materyallerin başarısızlık oranlarına ve ağız ortamındaki dayanıklılığına dair en güvenilir verileri ortaya koymaktadır [2]. Ancak uzun vadeli klinik çalışmaların gerçekleştirilmesi sırasında meydana gelen yeterli hasta sayısına ulaşamaması, hasta uyumsuzluğunun gözlenmesi ve hastalar arasındaki çevresel farklılıklar bu testleri ve sonuçların yorumlanmasını karmaşık hale getirmektedir [70, 76]. Bununla birlikte ağız içerisindeki farklı streslerin restorasyonların üzerindeki eş zamanlı etkisi, klinik çalışmalarda restorasyon başarısızlığının gerçek nedenini tespit etmeyi zorlaştırmaktadır. Genel olarak laboratuvar çalışmaları; numune hazırlama sürecinin kontrol edilebilir olması ve numunelerin standardizasyonunun daha kolay sağlanması, daha az maliyetli olması, daha az zaman gerektirmesi gibi nedenlerden dolayı tercih edilmektedir [30, 77]. Mason ve arkadaşlarının [77] *in vitro* ve *in vivo* koşulların adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanım değerleri üzerine etkilerini incelediği çalışmada, adeziv sistemlerin *in vitro* ve *in vivo* koşullar altında benzer bağlanma dayanımları sergilediği rapor edilmiştir. Van Meerbeek ve arkadaşları yaptıkları sistematik bir derlemede çürüksüz servikal lezyonların 5 yıllık klinik retansiyon verileri ile laboratuvar ortamında yaşlandırılmış numunelerin bağlanma dayanım değerleri arasında korelasyon bulunduğunu bildirmişlerdir [62]. Benzer şekilde Hafer ve arkadaşları da laboratuvar ve klinik sonuçlar arasında bir benzerlik olduğunu bildirmiştir [78]. Literatürde bahsedilen *in vivo* ve *in vitro* test sonuçlarındaki korelasyon göz önünde bulundurularak; *in vitro* testlerin hızlı, pratik ve daha az maliyetli olması nedeniyle tez çalışmamız *in vitro* koşullarda gerçekleştirildi.

Adeziv sistemlerin mine ve dentin gibi diş sert dokularına bağlanma dayanım değerleri *in vitro* koşullar altında makaslama bağlanma dayanım testleri ve gerilim bağlanma dayanım testleri ile değerlendirilmektedir. Gerilim bağlanma dayanım testi numuneleri restoratif materyalin dentine bağlanmasının ardından elmas diskler kullanılarak bir dizi kesim ile hazırlanmaktadır. Restoratif materyalin bağlanmasının ardından uygulanan kesit alma işlemi bağlanma ara yüzeyinde stres yoğunlaşmasına neden olarak gerilim bağlanma dayanım testlerinde ayrılmanın daha düşük bir kuvvette başlamasına neden olmaktadır. Buna karşılık makaslama bağlanma dayanım testi numuneleri, dentin yüzeyine restoratif materyal

bağlanmasının ardından herhangi bir işlem gerektirmediğinden hızlı ve kolay bir biçimde hazırlanmaktadır. Bu nedenle bu tez çalışmasında adeziv sistemlerin bağlanma dayanımını değerlendirmek için makaslama bağlanma dayanım testi tercih edildi [62, 66].

Literatürde adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımını karşılaştıran çalışmaların çoğunda makaslama bağlanma dayanım testi kullanılmıştır. Ancak toplanan dişlerin saklama ortamı, kullanılan dentin türü (insan dişi ve sığır dişi), kuvvet uygulayacak ucun hızı ve şekli, numune hazırlama yöntemleri gibi farklılıklar bu çalışmaların sonuçlarının birbiriyle karşılaştırılmasını zorlaştırmaktadır [79]. Makaslama bağlanma dayanım testi numunelerinin standart bir şekilde hazırlanabilmesi için çeşitli firmalar özel aparatlar geliştirmiştir [62]. Bu tez çalışmasında numune standardizasyonunun sağlanması için numuneler, Ultradent markasına ait jig kullanılarak hazırlandı.

Literatürdeki makaslama bağlanma dayanım testi çalışmalarında numuneye kuvvet uygulayacak ucun şekli ve hızı farklılık göstermektedir. Kuvvet, keski biçimli metal bir uç tarafından veya tel-halka yöntemi ile uygulanabilmektedir. Tel-halka yönteminde kullanılan telin kalınlığından kaynaklı yüklemenin tam olarak rezin-dentin birleşiminden yapılamayacağı bu durumun da kompozit rezin üzerinde bükme gerilimi yaratacağı çalışmalarda rapor edilmiştir. Ayrıca keski biçimli metal uç ile yükleme yapılan testlerde daha sık adeziv başarısızlık görüldüğü bildirilmiştir [80, 81]. Makaslama bağlanma dayanım testlerinde kuvvet uygulayacak ucun çalışma hızının ISO standartlarına göre 0,45 ile 1,05 mm/dk arasında olması gerekmektedir [67]. Ancak Tamura ve arkadaşlarının farklı uç hızlarının, 2.4 mm ve 4 mm çapında hazırladıkları numunelerin makaslama bağlanma dayanım testine etkisini karşılaştırdıkları çalışmalarında; 2.4 mm çapa sahip Ultradent jig kullanılarak hazırlanan numunelerde 1 mm/dk hız kullanıldığında daha çok adeziv başarısızlık görüldüğü rapor edilmiştir [82]. Gruplarda görülen adeziv başarısızlık sayısının fazla olması makaslama bağlanma dayanım testi sonuçlarının doğru değerlendirilmesi için önemli olduğundan bu tez çalışmasında kuvvet uygulayacak olan ucun şekli keski biçimli seçildi ve çalışma hızı 1 mm/dk olarak ayarlandı [79].

Diş çekimi, koruyucu diş hekimliği kapsamında son başvuru olan tedavi seçeneğidir. Bu durum laboratuvar çalışmalarında kullanılacak olan insan dişi numunelerinin yeterli miktarda ve kalitede elde edilmesini zorlaştırmaktadır. Bununla birlikte toplanan insan dişlerinin kaynağı ve yaşının kontrol edilmesinin zor olması nedeniyle birçok araştırmacı

laboratuvar çalışmalarında insan dişi yerine sığır dişi, domuz dişi, at dişi gibi alternatif dişler kullanmışlardır. Makaslama bağlanma dayanım testlerinde en sık kullanılan örnek tipi sığır dişi ve insan dişidir [83]. Ancak yapılan çalışmalar sığır dişi ve insan dişi arasında bazı yapısal farklılıklar olduğunu rapor etmektedir. Sığır dişleri, insan dişlerine göre daha fazla dentin tübülüne ve peritübüler dentine sahiptir. Ayrıca kimyasal açıdan insan mine ve dentininin Ca/P oranı sığır dişinden daha büyüktür [84]. Yassen ve arkadaşlarının yaptıkları literatür derlemesinde [83] makaslama bağlanma dayanım testi sonuçlarının kullanılan dentin tipinden etkilendiğini bildiren çalışmalar rapor edilmiştir. Rüttermann ve arkadaşları sığır dentinin insan dentinine göre daha hızlı gelişmesinden kaynaklı sığır dentini yapısında daha fazla defekt görüldüğünü ve asitleme işleminin sığır dentinini daha fazla zayıflattığını belirtmiştir. Sığır dentini ve insan dentinin makaslama bağlanma dayanım değerleri ER adeziv kullanıldığında birbirinden farklı bulunmuştur [85]. Tez çalışmamızda asitleme sürelerinin dentine makaslama bağlanma dayanım değerleri üzerindeki etkisi incelendiğinden klinik koşulları daha iyi simüle edeceği göz önünde bulundurularak insan dişi kullanıldı.

Literatürde çürük dentin, çürükten etkilenmiş dentin ve sklerotik dentin gibi farklı dentin türlerinin bağlanma dayanım değerlerinde farklılıklara yol açacağı rapor edilmiştir [86, 87]. Gömülü 3. molar dişler ağız içerisindeki karyojenik ve oklüzal streslere maruz kalmadığından *in vitro* çalışmalarda bu dişlerin kullanılması numune standardizasyonunu arttırmaktadır. Bu tez çalışmasında numune standardizasyonunun sağlanması için çekim endikasyonu bulunan, kırık veya çatlak bulunmayan gömülü 3. molar dişler kullanıldı.

Çekilmiş dişlerin *in vitro* testlerde kullanılabileceği kadar geçen sürede kuru ortamda saklanması dişlerde dehidratasyona neden olmaktadır. Dehidratasyonu önlemek için dişler distile su, serum fizyolojik, kloramin, formalin ve timol gibi farklı solüsyonlarda saklanmaktadır [88, 89]. ISO TR 11405 raporunda, saklama solüsyonunda bulunan kimyasal maddelerin diş dokularının yapısına zarar vererek bağlanma dayanım değerlerini etkileyeceği, bu yüzden saklama solüsyonu olarak distile su kullanılması gerektiği rapor edilmiştir [67]. Tosun ve arkadaşlarının saklama solüsyonu olarak timol, distile su ve formolü karşılaştırdıkları çalışmalarında en yüksek makaslama bağlanma dayanım değerlerinin saklama solüsyonu olarak distile suyun kullanıldığı grupta elde edildiğini ve distile su kullanılan grupta adeziv başarısızlığın daha sık görüldüğü belirtilmiştir [89]. Bu bilgiler doğrultusunda tez çalışmamız için toplanan dişler fiziksel ve kimyasal herhangi bir yapısal değişikliğe

uğramamaları için üzerindeki doku artıkları temizlendikten sonra distile su içerisinde saklandı.

Makaslama bağlanma dayanım testlerinin doğru sonuç vermesi için dişlerin saklandığı ortam kadar dişlerin saklanma süresi de önemlidir. İdeal olarak bağlanma dayanım testleri çekimden hemen sonra yapılmalıdır ancak bu genellikle mümkün olmamaktadır. ISO 11405 teknik raporunda diş çekiminden 6 ay sonra dentinde rejeneratif değişiklikler meydana gelebileceği belirtilmiştir [67]. Bu yüzden bu tez çalışması için toplanan dişlerin çekimden itibaren 6 ay içerisinde kullanılmasına dikkat edildi.

Frez veya el aletleri ile yapılan kavite preparasyonunun ardından kalan organik ve inorganik bileşikler dentin yüzeyinde “smear” adı verilen bir tabaka oluşturmaktadır [11]. Smear tabakasının morfolojisi, bileşimi ve kalınlığı preparasyon sırasında kullanılan aletin tipine ve hızına göre değişmektedir. Yapılan çalışmalarda smear tabakasının adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımını etkilediği belirtilmiştir [90]. Klinik koşullar altında oluşan smear tabakasını *in vitro* çalışmalarda simüle edebilmek ve dentin yüzeyinde standart bir smear tabakası oluşturmak için çeşitli kalınlıklarda silikon karbid zımparalar kullanılmaktadır. Ogata ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarda 600 grit silikon karbid zımpara kullanılarak hazırlanan dentin yüzeylerinin çelik frezler ile hazırlanan dentin yüzeylerine benzer olduğu rapor edilmiştir [91, 92]. Wagner ve arkadaşları 600 grit silikon karbid zımpara ile elde edilen smear tabakası kalınlığının klinikte elde edilen smear tabakası kalınlığına ($1,3 \pm 0,5 \mu\text{m}$) benzer olduğunu bildirmiştir [93]. Bu tez çalışmasında da literatürdeki diğer çalışmalara benzer şekilde standart smear tabakası oluşturmak için dentin yüzeylerine 60 saniye süreyle 600 grit zımpara uygulandı [2].

Adeziv sistemlerin dentine uzun süreli bağlanma dayanımının değerlendirilmesi için numuneleri *in vitro* koşullar altında yaşlandırmaya yönelik farklı yöntemler kullanılmaktadır. Universal adezivlerin fiziksel bozulma eğiliminde olduğu göz önünde bulundurularak bu çalışmada ağız içerisinde meydana gelen termal değişikliklerin simüle edildiği termal döngü ile yaşlandırma yöntemi kullanıldı. ISO 11405 teknik raporunda termal döngü yaşlandırmasının numunelerin 5° ve 55° su içeren kaplar arasında 20 saniye bekletilerek 500 döngüyle gerçekleştirilmesi gerektiği belirtilmiştir. Ancak literatürdeki bazı çalışmalar 500 döngünün uzun vadeli bağlanma dayanımını değerlendirmede yetersiz kaldığını, 10.000 döngünün 1 yıllık klinik yaşlanmaya denk geldiğini rapor etmiştir [70, 71].

Yaptığımız tez çalışmasında Wagner ve arkadaşlarına benzer şekilde 6 aylık klinik yaşlanmaya denk gelen, numunelerin 5° ve 55° su içeren kaplar arasında 30 saniye bekletilerek 5.000 döngünün tamamlandığı termal yaşlandırma yöntemi tercih edildi [93]. Ancak bu tez çalışmasının bir sınırlaması olarak bağlanma ara yüzeyinde meydana gelen bozulmanın gözlenmesi için 5.000 döngü yetersiz kalmış olabilir. Termal döngü ile yaşlandırmanın bağlanma dayanımı üzerine etkisinin gözlemlenmesi için bu tez çalışmasında aynı diştten elde edilen ve aynı adeziv protokole tabi tutulan iki dentin yüzeyinden bir tanesi 24 saat sonunda, diğeri ise yaşlandırma sonrasında makaslama bağlanma dayanım testine tabi tutulmuş ve bu alt gruplar bağımlı örneklem t-testi kullanılarak değerlendirilmiştir. Bu şekilde dentinin yapısal farklarından kaynaklanabilecek farklılıklar elimine edilmeye çalışılmıştır. Bu tez çalışmasında ER modunda kullanılan G2-Bond Universal adeziv ve Clearfil SE adeziv grubu hariç diğr grupların makaslama bağlanma dayanımında yaşlandırma sonrası istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi. Bu durumun bir diğr nedeni de makaslama bağlanma dayanım test yöntemine bağılı olarak numune hazırlarken kompozit rezinin dentine yalnızca tek bir yüzeyden bağlanması olabilir. Termal döngü ile yaşlandırmanın düz bir diş yüzeyi üzerinde hazırlanan numunelere etkisi konfigürasyon faktörünün (C faktör) düşük olmasından dolayı daha az olmaktadır. Dentin dokusu ve kompozit rezin birbirlerine tek bir yüzeyle bağılı oldukları için büzülme/genleşme stresleri bağlanma ara yüzeyine daha az etki etmektedir. Oysa diş dokusunda kavite hazırlandıktan sonra elde edilen numunelerin bağlanma dayanım değerleri C faktörün yüksek olmasından dolayı benzer bir yaşlandırma prosedüründen daha çok etkilenmektedir [68, 72]. Ayrıca klinik koşullarda hazırlanan kavitelerde de C faktör genellikle yüksek olmaktadır. İleride yapılacak çalışmalarda klinik koşulları daha iyi simüle edebilmek için daha yüksek C faktöre sahip numune hazırlama protokolleri geliştirilmelidir.

Universal adezivlerin dentin yüzeyinde hangi asitleme modunda kullanılması gerektiğine dair literatürde birçok çalışma mevcuttur. Bu çalışmalardan bazıları universal adezivlerin SE modunda kullanılmasının, ER moduna kıyasla daha iyi bağlanma dayanım değerleri sergilediğini bildirirken [55, 94] bazıları ER ve SE modları arasında bağlanma dayanımı açısından fark olmadığını bildirmiştir [54, 58, 93, 95, 96]. Bu konuyla ilgili Cuaves Suarez ve arkadaşlarının yaptıkları sistematik derlemede çok zayıf ve orta derecede güçlü pH'a sahip universal adezivlerin ER modunda kullanılmasının bağlanma dayanımını arttırdığı, zayıf pH'a sahip universal adezivlerin ER ve SE modlarının bağlanma dayanımının benzer olduğu rapor edilmiştir [97]. Da Rosa ve arkadaşları da yaptıkları çalışmada zayıf pH'a sahip

universal adezivlerin makaslama bağlanma dayanımının uygulama modundan etkilenmediğini bildirmiştir [98]. Universal adezivlerle ilgili yapılan klinik çalışmalarda da universal adezivlerin bağlanma dayanımının uygulama modundan etkilenmediği belirtilmiştir [99, 100].

Takamizawa ve arkadaşları [101] universal adezivlerin dentine bağlanma ara yüzey morfolojisini inceledikleri çalışmalarında hibrit tabaka altında yüksek yoğunluklu bir bölge oluştuğunu ve bu bölgenin adeziv rezin ile dentin arasında oluşan kimyasal bağlanma yeri olduğunu bildirmiştir. Bu bölge SE modunda kullanılan universal adezivlerde daha kalın gözlenirse de ER modunda kullanılan adezivlerde de gözlenmiş ve Takamizawa ve arkadaşları tarafından “reaksiyon tabakası” olarak adlandırılmıştır. Bu bulgular doğrultusunda universal adezivler ER modunda kullanılsa bile adeziv rezin ile dentin arasında kimyasal bağlanmanın oluştuğu bildirilmiştir. ER ve SE modunda kullanılan universal adezivler ile dentin arasında kimyasal bağlanma oluşması universal adezivlerin SE ve ER modlarında benzer bağlanma dayanımı sergilemesine katkı sağlamış olabilir. Bu bulgulara benzer şekilde bu tez çalışmasında da orta güçlü pH’a sahip G2-Bond Universal adezivin başlangıç makaslama bağlanma dayanım değeri bulguları hariç, tüm adezivler ER ve SE modlarında benzer makaslama bağlanma dayanım değeri sergilemiştir. Orta güçlü pH’a sahip bir adeziv olan G2-Bond Universal adezivin ER modunda kullanılmasının makaslama bağlanma dayanım değerini istatistiksel olarak anlamlı şekilde azalttığı gözlenmiştir.

Bu tez çalışmasından elde edilen başlangıç makaslama bağlanma dayanım değeri sonuçları incelendiğinde en düşük makaslama bağlanma dayanım değeri ER modunda kullanılan G2-Bond Universal grubunda gözlenmektedir. G2-Bond Universal test edilen universal adezivler arasında en düşük pH’a sahip adezivdir. Literatürde düşük pH’a sahip adezivlerin içerisindeki asidik monomerler ve polimerizasyon başlatıcısı olarak görev yapan tersiyer aminler arasındaki asit-baz reaksiyonunun adezivin polimerizasyonunu ve dönüşüm derecesini negatif etkileyebileceği rapor edilmiştir [59, 60]. Bu tez çalışmasında da G2-Bond Universalin düşük pH’a sahip olmasına ek olarak ilave asit uygulanması ortamın asiditesini arttırarak adezivin başlangıç polimerizasyon reaksiyonunu negatif etkilemiş olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca Katsuki ve arkadaşlarının farklı adeziv uygulama protokollerinin makaslama bağlanma dayanım değerleri üzerine etkisini inceledikleri çalışmada; G2-Bond Universal adezivin makaslama bağlanma dayanımının 10.000 termal döngü sonrasında arttığı bildirilmiş ve bağlanma dayanım değerlerinin artmasının ışık uygulaması sonrasında

devam eden polimerizasyon reaksiyonundan kaynaklanabileceği belirtilmiştir [102]. Bu tez çalışmasında da G2-Bond Universalin ER modunda kullanıldığı grubun makaslama bağlanma dayanım değeri termal döngüden sonra istatistiksel olarak anlamlı şekilde artmıştır. Bu durum termal döngü ile yaşlandırma sırasında geçen sürede polimerizasyonun devam etmesinden kaynaklanmış olabilir. Bu tez çalışmasında kullanılan test prosedürüne benzer bir test prosedürü kullanan Brkanovic ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada [2] G2-Bond Universal adezivin SE ve ER modlarında kullanıldığında sergilediği makaslama bağlanma dayanımı ortalamalarının bizim çalışmamızdan elde edilen değerlerden oldukça yüksek olduğu gözlenmiştir (ER:35.15 MPa SE:34.84 MPa). Bu durum Brkanovic ve arkadaşlarının adezivlerin başlangıç makaslama bağlanma dayanım değerlerini numune hazırlığından 2 ay sonra test etmesinden kaynaklanmış olabilir. Benzer test prosedürü kullanan bu iki çalışmanın sonuçları arasındaki fark yukarıda bahsedilen ışık uygulaması sonrası polimerizasyonun devam etmesi tezini destekler niteliktedir.

Takamizawa ve arkadaşlarının iki aşamalı universal adeziv G2-Bond Universal'in mine ve dentine makaslama bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmada G2-Bond Universal kullanılarak elde edilen adeziv tabakanın daha hidrofobik yapıda olduğu bildirilmiş, daha hidrofobik adeziv tabakanın G2-Bond Universalin HEMA içermemesinden kaynaklandığı ve bu durumun bağlanma ara yüzeyinin bozulmasını önlediği belirtilmiştir [103]. Yapılan diğer çalışmalarda da HEMA içermeyen adeziv sistemler ile elde edilen adeziv tabakanın daha hidrofobik olduğu ve hidrolize daha dirençli olduğu bildirilmiştir [2, 44, 103-105]. Bu tez çalışmasında da HEMA içermeyen adeziv G2-Bond Universal SE modunda kullanıldığında başlangıçta en yüksek makaslama bağlanma dayanım değerini sergilememesine rağmen yaşlandırma sonrası istatistiksel olarak anlamlı fark olmasa bile en yüksek bağlanma dayanım değerini sergiledi. Bu durum adezivin HEMA içermeyen bileşimi sayesinde sahip olduğu hidrofobik yapı ile açıklanabilir. Jaggi ve arkadaşlarının farklı kimyasal içeriğe sahip adeziv sistemlerin farklı modlarda kullanılmalarının bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada SE modunda kullanılan G2-Bond Universalin makaslama bağlanma dayanım değerinin yaşlandırma sonrası azalmaması bu tez çalışmasının bulgularını desteklemektedir [104].

Hanabusa ve arkadaşları HEMA içermeyen universal adezivin mine ve dentine bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmada adezivin ER modunda kullanıldığında ortaya çıkan arayüzün SE moduna kıyasla biyolojik bozulmaya daha yatkın olduğunu bildirmiştir [40].

Bizim çalışmamızdaki SEM görüntüleri incelendiğinde SE modunda kullanılan G2-Bond Universal grubunda rezin uzantıların sayısı az olmasına rağmen hibrit tabakanın devamlı olduğu ve kalınlığının homojen olduğu gözlemlendi. Homojen bir hibrit tabakanın oluşması, bağlanma ara yüzeyinde eşit gerilim dağılımı sağlamaktadır. Gerilimin eşit dağılması, çatlak başlamasını veya ilerlemesini engelleyerek yüksek bağlanma dayanımı elde edilmesini sağlamaktadır [106]. Bu durum SE modunda kullanılan G2-Bond Universal adeziv termal yaşlandırma sonrası en yüksek makaslama bağlanma dayanım değerlerini sergilemesinin bir başka nedeni olabilir.

Çiğneme kuvvetleri sırasında dişe iletilen streslerin dağılımında adeziv tabaka kalınlığı önemli bir rol oynamaktadır. Fujiwara ve arkadaşları çift tabaka adeziv uygulanmasının bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada daha kalın adeziv tabakanın daha yüksek makaslama bağlanma dayanım değerleri sergilediğini rapor etmiştir. Kalın adeziv tabakanın polimerizasyon büzülmesi streslerini azaltacağı ve adeziv tabakanın mekanik özelliklerini geliştirdiği bildirilmiştir [107]. Ancak çok kalın bir adeziv tabaka, diğer materyaller ile adeziv tabaka arasındaki termal genleşme tutarsızlığından daha çok etkilenmesi ve su emilimine daha yatkın olması nedeniyle restorasyonların uzun vadeli bağlanmasını tehlikeye atabilmektedir. Literatürde uzun vadeli bağlanma dayanımı için gerekli olan optimum adeziv tabaka kalınlığı konusunda henüz bir fikir birliği yoktur [101, 102]. Dentine bağlanma dayanımının adeziv tabaka kalınlığından ziyade kalitesiyle ve homojenitesiyle ilgili olduğunu gösteren çalışmalar da mevcuttur [23]. Bizim çalışmamızdan elde edilen SEM görüntüleri incelendiğinde adeziv tabaka kalınlığının asitleme modundan bağımsız tüm adezivler için yaklaşık 10 µm olduğu gözlemlendi. Ancak çalışmamızda adeziv tabaka kalınlığı ölçülmesi için yeterli sayıda numune olmadığını düşünmekteyiz. İleride daha fazla sayıda numune içeren ve özellikle adeziv tabaka kalınlığının universal adezivlerin bağlanma dayanımına etkisini inceleyen çalışmalar yapılmalıdır. Bu tez çalışmasında kullanılan adezivlerin arasında oluşturdukları adeziv tabaka kalınlığı açısından bir fark olmamasına rağmen, özellikle SE modunda kullanılan G2-Bond Universal grubunda adeziv tabakanın oldukça homojen ve devamlı olduğu gözlemlendi. Bu durum çiğneme kuvvetleri sırasında dişe iletilen streslerin daha homojen dağılmasına katkı sağlayabilir.

Huang ve arkadaşlarının aynı markanın ürettiği, G2-Bond Universal'in primer şişesinin bileşimine benzeyen adezivi kullanarak yaptıkları çalışmada adeziv uygulanırken 10 saniye beklendikten sonra hava uygulanmasının bağlanma dayanım değerlerini iyileştirdiği rapor

edilmiştir. Çalışmada bekleme süresi olmadan adeziv uygulanmasının dentinde yetersiz demineralizasyona neden olduğu belirtilmiştir. Çalışmanın TEM gözlemlerinde 10 saniye bekleme yapılan grupların daha kalın ve homojen bir adeziv tabakaya sahip olduğu rapor edilmiştir. Bu tez çalışmasında G2-Bond Universal adeziv kullanılırken üretici firma talimatlarına uygun şekilde primer uygulandıktan sonra 10 saniye beklenmiştir. Huang ve arkadaşlarının bulguları göz önünde bulundurulduğunda; bu tez çalışmasında kullanılan G2-Bond Universal'den daha yüksek pH'a sahip adezivlerin bekleme süresi olmadan uygulanmış olması dentinin yetersiz demineralizasyonuna ve bu adezivlerin termal yaşlandırmadan sonra daha düşük bağlanma dayanım değerleri sergilemesine neden olmuş olabilir. İleride diğer adezivler için de bekleme sürelerinin bağlanma dayanımı üzerine etkilerini ve optimum bekleme süresini değerlendiren çalışmalar yapılmalıdır [108].

Fujiwara ve arkadaşlarının çift tabaka adeziv uygulanmasının universal adezivlerin bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada adezivlerin çift tabaka uygulanmasının dentine bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir. Çift tabaka adeziv uygulanması fonksiyonel monomerin infiltrasyonunu, çözücü/su buharlaşmasını arttırmakta ve dentinde homojen bir adeziv tabaka oluşmasını sağlamaktadır. Ayrıca ilk tabaka adeziv uygulaması sırasında meydana gelebilecek teknik hatalar, ikinci tabaka adeziv uygulaması sırasında telafi edilebilmektedir [57, 107]. Bu tez çalışmasında çok zayıf pH'a sahip All-Bond Universal uygulama modu ve yaşlandırmadan bağımsız olarak 24 saat sonunda test edilen diğer adezivlere benzer veya daha yüksek bağlanma dayanımı sergiledi. Çalışmamızda All-Bond Universal, üretici firma talimatları doğrultusunda dentin yüzeyine çift tabaka olarak uygulandı. Bu durum All-Bond Universal'in yüksek bağlanma dayanım değerlerini açıklayabilir. Ayrıca Jang ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada All-Bond Universal'in sergilediği yüksek bağlanma dayanım değerlerinin adezivin sahip olduğu oldukça hidrofobik BPDM ve 10-MDP fonksiyonel monomerlerinden kaynaklandığı rapor edilmiştir [58]. Bu durum All Bond Universal adezivin sergilediği yüksek bağlanma dayanım değerinin başka bir nedeni olabilir.

Wagner ve arkadaşlarının universal adezivlerin farklı asitleme modlarında kullanılmasının bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada ER modunda kullanılan tüm universal adezivlerde SE moduna kıyasla daha uzun rezin uzantı ve daha kalın hibrit tabaka gözlenmiştir. Ayrıca çok zayıf ve zayıf pH'a sahip adezivlerin SE modunda kullanıldığında adezivin dentin tübüllerine yetersiz nüfuz ettiği ve ince bir hibrit tabaka oluştuğu, ER

modunda kullanılmasının ise adezivin dentine penetrasyonunu arttırmasına rağmen bağlanma dayanımı değerleri üzerinde etkili olmadığı bildirilmiştir [93]. Bu bulgular bizim çalışmamızın bulgularını desteklemektedir. Bizim çalışmamızda da kullanılan universal adezivlerin SEM görüntüleri incelendiğinde adezivlerin ER modunda kullanıldığı gruplarda çok sayıda rezin uzantı gözlenmektedir. Resin uzantıların en uzun ve çok sayıda gözlemlendiği grup All Bond Universal'dir. Literatürde resin uzantı uzunluğunun bağlanma dayanımına etkisi tartışmalı bir konudur. Tsujimoto ve arkadaşları yaptıkları çalışmada resin uzantı uzunluğu ile dentin yorulma bağlanma dayanımı arasında ilişki olduğunu bildirmiştir [109]. Bizim çalışmamızda ER modunda kullanıldığında en uzun resin uzantıların gözlemlendiği All Bond Universal, universal adeziv grupları arasında tüm asitleme modlarında en yüksek başlangıç bağlanma dayanım değerlerini sergilemiştir.

All-Bond Universal çözücü olarak etanol ve su içeren bir adezivdir. Literatürdeki diğer çalışmalara benzer şekilde bizim çalışmamızda da etanol içeren adezivlerin dentine başlangıç bağlanma dayanım değerleri aseton içeren G2-Bond Universal ve OptiBond Universal'den daha yüksek bulunmuştur [53, 56]. Aseton, hidrojen bağlama kapasitesinin düşük olması nedeniyle büzülmüş kollajeni yeniden genişletme özelliğine sahip olmadığından literatürde aseton içeren adeziv sistemlerin kullanımı için “nemli bağlanma tekniği” önerilmektedir. Bununla birlikte, “nemli bağlanma” tekniğinin en büyük dezavantajı, adezivlerin dentin yüzeyi nem oranına karşı yüksek hassasiyetidir [31, 49, 53]. Çözücü olarak su ve etanol içeren adezivler dentin yüzeyinin nem oranına daha az duyarlıdır [110]. Literatürde belirtildiği gibi aseton içeren adezivlerin dentin nemine yüksek hassasiyet göstermesi bu adezivlerin özellikle ER modunda kullanıldığında gösterdiği düşük makaslama bağlanma dayanım değerlerinin nedeni olabilir. Bu tez çalışmasında da universal adezivlerin özellikle ER modunda kullanıldığı gruplar arasında en yüksek bağlanma dayanımı çözücü olarak etanol ve su içeren All Bond Universal grubunda gözlemlendi.

Başlangıç makaslama bağlanma dayanım değerleri göz önünde bulundurulduğunda OptiBond Universal, ER hariç tüm asitleme modlarında en düşük makaslama bağlanma dayanım değerini sergiledi. Ayrıca termal yaşlandırma sonrası da düşük bağlanma dayanım değerleri OptiBond Universal adeziv kullanılan gruplarda gözlemlendi. Bu durum OptiBond Universal'in test edilen diğer universal adezivlerden farklı, fonksiyonel monomer olarak GPDM içermesinden kaynaklanıyor olabilir. GPDM 10-MDP'ye kıyasla daha kısa karbon zinciri içerdiğinden daha hidrofilik bir monomerdir [43, 103]. Wang ve arkadaşlarının farklı

fonksiyonel monomer içeren SE adezivlerin dentine bağlanma ara yüzeyinin morfolojisini ve kimyasal özelliklerini inceledikleri çalışmada GPDM molekülünün HAp'teki kalsiyuma bağlanmaktan ziyade dentin yüzeyinde demineralizasyona neden olduğu ve hibrit tabakaya gömülü kararsız kalsiyum fosfat tuzları oluşturduğu rapor edilmiştir. Ayrıca 10-MDP'nin HAp'deki kalsiyuma yoğun ve kararlı bir şekilde bağlanmasının adezivlerin özellikle başlangıç bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir [43]. Bununla birlikte bu tez çalışmasında kullanılan adezivler arasında GPDM içeren bir diğer adeziv OptiBond FL, OptiBond Universal'e göre termal yaşlandırma önce ve sonrasında anlamlı şekilde daha yüksek makaslama bağlanma dayanım değerleri sergiledi. Bu fark OptiBond Universal'in OptiBond FL'den daha hidrofilik olmasından kaynaklanıyor olabilir. OptiBond FL, hidrofilik ve hidrofobik monomerlerin ayrıldığı iki şişeden oluşmaktadır. Bu durum OptiBond FL'in adeziv şişesinin OptiBond Universal adezive göre daha hidrofobik içeriğe sahip olmasını sağlamaktadır. Ayrıca tek şişeli adeziv sistemlerin faz ayrılmasına daha yatkın olduğu ve faz ayırımına bağlı olarak bağlanma arayüzünde su damlacıkları oluştuğu rapor edilmiştir [111].

Jang ve arkadaşlarının universal adezivlerin bağlanma dayanımını geleneksel çok aşamalı adeziv sistemlerle karşılaştırarak değerlendirdikleri çalışmaya benzer şekilde bu tez çalışmasında da kontrol grubu olarak kullanılan OptiBond FL ve Clearfil SE Bond grupları ile All-Bond Universal arasında benzer makaslama bağlanma dayanım değerleri elde edildi [58]. Ayrıca tez çalışmamızda, G2-Bond Universal ve OptiBond Universal ER modunda kullanıldığında OptiBond FL'den istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük makaslama bağlanma dayanım değerleri sergilerken SE modunda kullanıldığında SE adezivler için altın standart olarak kabul edilen Clearfil SE Bond ile benzer makaslama bağlanma dayanım değerleri sergiledi. SE modunda kullanılan universal adezivler ve Clearfil SE Bond arasındaki bağlanma dayanım değerlerinin benzer olması Demirel ve arkadaşlarının farklı asitleme sürelerinin adezivlerin bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmada belirtildiği gibi universal adezivler ve SE adezivlerin benzer kimyasal formülasyona sahip olmasından kaynaklanmış olabilir [94].

Yapılan sistematik derleme ve meta-analizler universal adezivlerin dentine bağlanma dayanımının asitleme modu ve adezivlerin pH'ından etkilendiğini göstermiştir [97, 98]. Cuaves-Suarez ve arkadaşları universal adezivlerin bağlanma dayanımını inceledikleri sistematik derlemede zayıf pH'a sahip adezivlerin bağlanma dayanımı ve stabilitesinin daha

iyi olduğunu bildirmiştir [97]. Ancak Wagner ve arkadaşları farklı asitleme modlarında kullanılan universal adezivlerin dentine bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında en yüksek başlangıç bağlanma dayanımının çok zayıf pH'a sahip All Bond Universal adeziv grubundan elde edildiğini bildirmiştir [93]. Bu tez çalışmasında da yaşlandırma öncesi en yüksek bağlanma dayanım değeri Wagner ve arkadaşlarının bulgularına benzer şekilde [93] tüm asitleme sürelerinde çok zayıf pH'a sahip All Bond Universal'de görüldü. Cuaves-Suarez ve arkadaşlarının yaptıkları derlemeye dahil edilen çalışmaların çoğunda zayıf pH'a sahip adezivler fonksiyonel monomer olarak 10-MDP içermektedir. Ancak bu tez çalışmasında kullanılan zayıf pH'a sahip adeziv OptiBond Universal fonksiyonel monomer olarak GPDM içermektedir. Bu durum Cuaves-Suarez ve arkadaşlarının yaptıkları derlemeyle bizim çalışmamızın bulgularının uyuşmamasına neden olmuş olabilir. Ayrıca bu derlemede orta derecede güçlü pH'a sahip adezivlerin yaşlandırma sonrası bağlanma dayanım değerlerinde azalma olduğu ve zayıf pH'a sahip adezivlerin bağlanma dayanım değerlerinin daha stabil olduğu rapor edilmiştir. Ancak bu tez çalışmasında kullanılan orta derecede güçlü pH'a sahip G2-Bond Universal'in bağlanma dayanım değeri yaşlandırma sonrası artmış olup, gruplar arasında en yüksek bağlanma dayanımı SE modunda kullanıldığı gruptan elde edildi. G2-Bond Universal, HEMA içermeyen iki aşamalı nispeten yeni bir universal adeziv sistemidir. Cuaves-Suarez ve arkadaşlarının yaptıkları derlemeye dahil edilen çalışmalarda kullanılan adezivlerin çoğu tek aşamalı adezivler olup HEMA içermektedir. Bu durum iki çalışmanın sonuçlarının farklı olmasına neden olmuş olabilir. Bu tez çalışmasının bulguları düşük pH'ına rağmen G2-Bond Universal adezivin HEMA içermeyen kimyasal yapısı sayesinde üretici firmanın iddia ettiği gibi hidrolitik bozulmaya dayanıklı bir adeziv tabaka oluşturduğunu destekler niteliktedir.

Stape ve arkadaşları farklı asitleme sürelerinin universal adezivlerin dentine bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada [3] dentin yüzeyine 3 saniye fosforik asit uygulanmasının diğer asitleme süreleri ve SE moduna kıyasla en iyi adeziv-kollajen etkileşimi sergilediğini bildirmiştir. Ayrıca dentinin 3 saniye asitlendiği ve asitlenmediği durumda kimyasal bağlanma için gerekli olan Ca oranlarının benzer olduğu ancak asit uygulama sonrasında dentine zayıf tutunmuş HAp'lerin ortamdaki uzaklaştırılmasıyla bağlanma dayanım değerlerinin iyileştiği belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda 3 saniye asit uygulanan grupların Ca oranı SE modunda uygulama yapılan gruplara benzer olmasına rağmen makaslama bağlanma dayanım değerleri SE modunda uygulama yapılan gruplara benzer veya daha düşük bulundu. Bu durum Stape ve arkadaşlarının çalışmasında kullanılan

adezivin 10-MDP'ye ek olarak HAp ile kimyasal bağlanma potansiyeline sahip polialkenoik asit içermesinden kaynaklanıyor olabilir [112].

Leloup ve arkadaşları tarafından yapılan bir meta-analizin sonuçları kırılma analizi bulguları ile bağlanma dayanım değeri ortalamaları arasında güçlü bir korelasyon olduğunu ve bunun sonucunda yüksek bağlanma dayanım değerlerinin genellikle koheziv başarısızlıkla ilgili olduğunu bildirmiştir [91]. Bu tez çalışmasında da başlangıç makaslama bağlanma dayanım değerleri incelendiğinde en yüksek makaslama bağlanma dayanımını sergileyen SE modunda kullanılan All Bond Universal grubunda koheziv ve miks başarısızlık görülme sıklığı en yüksek bulundu. Bu bulgu güçlü ve dayanıklı bağlanmanın bir göstergesi olabilir. Ancak koheziv ve miks başarısızlıkların görülmesi test prosedüründe yapılan bir uygulama hatasından veya diş dokusu ve rezin kompozitin yapısal kırılmalığından kaynaklanabilmektedir. Bu nedenle koheziv ve miks kırıkların varlığında elde edilen bağlanma dayanım değerleri adezivin bağlanma dayanımını tam olarak ifade etmeyebilmekte ve grupların bağlanma dayanım değerlerini etkileyebilmektedir. Adeziv kırıkların görülme sıklığının az olması yapılan testin güvenilirliğini azaltmaktadır [55, 58, 105, 113]. Literatürde adeziv kırık gözlenmeyen numunelerden elde edilen değerlerin çalışma istatistiğine dahil edilip edilmeyeceği tartışmalı bir konudur [113]. Bu sebeple makaslama bağlanma dayanım değeri bulguları değerlendirilirken kırılma analizi bulguları da göz önünde bulundurulmalıdır. Bu tez çalışmasında gruplardan elde edilen başarısızlık tipleri değerlendirildiğinde adeziv başarısızlıkların daha çok, koheziv ve miks başarısızlıkların daha az görüldüğü gözlemlendi. Bu durum çalışmadan elde edilen bulguların güvenilirliğini arttırmaktadır.

Sonuç olarak; bu tez çalışmasında G2-Bond Universal adezivin başlangıç makaslama bağlanma dayanım değeri bulguları hariç, tüm adezivler ER ve SE modlarında benzer makaslama bağlanma dayanım değerleri sergilemiş olup, çalışmanın birinci sıfır hipotezi kısmen kabul edildi. Universal adezivlerin dentine 3 saniye asit uygulandıktan sonra kullanıldığı gruplar hariç, SE ve ER modunda kullanıldığında elde edilen makaslama bağlanma dayanım değerleri adezivlerin asiditelerinden etkilenmiş olup, çalışmanın ikinci sıfır hipotezi kısmen reddedildi. Ancak universal adezivlerin pH'larının makaslama bağlanma dayanım değeri üzerine etkisini inceleyen meta-analizlerin [97] bulguları ile bu çalışmanın bulguları arasında farklılıklar mevcuttur. Bu doğrultuda universal adezivlerin dentine bağlanma dayanım değerlerinin universal adezivlerin pH'larından çok içeriklerinden

etkilendiği sylenabilir. İçeriğinde zc olarak etanol içeren AllBond Universal adeziv, universal adezivler arasında en yüksek başlangıç bağlanma dayanım değerı sergiledi. Ayrıca termal döngü yaşlandırmasından sonra en yüksek makaslama bağlanma dayanım değerı bileşiminde HEMA içermeyen G2-Bond Universal grubunda, en düşük bağlanma dayanım değerı ise fonksiyonel monomer olarak GPDM içeren OptiBond Universal grubunda gözlenmiş olup, bu bulgular doğrultusunda çalışmanın üçüncü sıfır hipotezi reddedildi.

Bu tez çalışmasının bazı sınırlamaları mevcuttur. Bunlardan biri adezivlerin dentine makaslama bağlanma dayanımının *in-vitro* koşullar altında değerlendirilmesidir. Bu çalışmada dental restorasyonların uzun ömürlülüğünü etkileyen hastaya bağlı ağız hijyeni, tükürük mikroflorası, oklüzal kuvvetler gibi faktörler dikkate alınmadı. Bu tez çalışmasının bir diğer sınırlaması da adezivlerin uygulama prosedürleri ve içeriklerinin birbirinden farklı olmasındır. İleride içerikleri aynı ancak pH'ları farklı deneysel adezivlerin aynı uygulama prosedüründe kullanılarak yapılacağı çalışmalarda adezivlerin pH'larının bağlanma dayanımına etkisi daha net ortaya koyulacaktır. Bununla birlikte, bu çalışmada adeziv sistemler üretici firma talimatlarına uygun şekilde uygulandı. Ancak adezivlerin dentinde yeterli demineralizasyon sağlayabilmesi için uygulama sürelerinin ve uygulama yöntemlerinin değiştirilerek değerlendirildiği çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı fonksiyonel monomer ve çözücü içeriğine sahip, farklı asiditedeki universal adezivlerin farklı modlarda kullanımlarının dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerinin altın standart olarak kabul edilen iki aşamalı SE adeziv sistem ve üç aşamalı ER adeziv sistem ile karşılaştırmalı olarak değerlendirildiği bu *in vitro* tez çalışmasının sınırlamaları dahilinde:

1. Çift tabaka halinde uygulanan universal adezivin başlangıç makaslama bağlanma dayanım değerinin daha yüksek olduğu,
2. Yaşlandırma sonrası en yüksek bağlanma dayanım değerinin HEMA içermeyen universal adezivden elde edildiği,
3. Universal adezivlerin fonksiyonel monomer olarak 10-MDP içermesinin bağlanma dayanım değerlerini arttırdığı,
4. Çözücü olarak etanol/su içeren universal adezivlerin başlangıç bağlanma dayanımlarının aseton içerenlere göre daha yüksek olduğu,
5. Universal adezivlerin 15s asitleme yapılan ER modu ve SE modunda kullanımlarının orta güçlü pH'a sahip adeziv hariç benzer bağlanma dayanım değerleri sergilediği,
6. Orta güçlü pH'a sahip adezivin bağlanma dayanım değerlerinin 15 saniye asit uygulaması ile azaldığı,
7. 3s asit uygulamasının universal adezivlerin bağlanma dayanım değerlerini arttırmadığı,
8. Universal adezivlerin SE modunda kullanılmasının SE adezivler için altın standart kabul edilen Clearfil SE Bond ile benzer bağlanma dayanım değerleri sergilediği,
9. Orta güçlü pH ve zayıf pH'a sahip adezivlerin ER modunda (3s, 15s) kullanıldıklarında bağlanma dayanım değerlerinin ER adezivler için altın standart kabul edilen OptiBond FL'den düşük olduğu,
10. Universal adezivlerin kimyasal içeriği ve pH'larının ER modunda kullanıldıklarında bağlanma dayanım değerlerini daha çok etkilediği,
11. Universal adezivlerin dentine bağlanma dayanım değerlerinin universal adezivlerin pH'ından çok içeriklerinden etkilendiği söylenebilir.

Sonuç olarak kullanım kolaylığı, düşük teknik hassasiyet gerektirmeleri, hızlı uygulama gibi avantajları nedeniyle sıklıkla tercih edilen universal adezivler dentinde farklı uygulama modu ve asitleme sürelerinde kullanılabilir. Universal adezivler SE modunda

kullanıldığında, altın standart kabul edilen SE adeziv ile benzer bağlanma dayanım performansı sergilemektedir. Ancak universal adezivler dentinde ER modunda (3s, 15s) kullanıldığında bağlanma dayanım değerleri adezivin kimyasal içeriği ve pH'ından etkilenebilmektedir. Adeziv restorasyonlar ile uzun vadeli klinik başarı elde edilebilmesi için klinisyenlerin kullanacakları adezivin kimyasal içeriği hakkında bilgi sahibi olması ve üretici firma talimatlarına uygun şekilde uygulama yapması gerekmektedir. Bu sayede diş dokusu ve kompozit materyal arasında stabil bir bağlanma elde edilerek restorasyon tekrarı veya sekonder çürük görülme sıklığı azaltılabilir.



KAYNAKLAR

1. Nagarkar, S., Theis-Mahon, N., Perdigão, J. (2019). Universal dental adhesives: Current status, laboratory testing, and clinical performance. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 107(6), 2121-2131.
2. Brkanović, S., Sever, E. K., Vukelja, J., Ivica, A., Miletić, I., Krmek, S. J. (2023). Comparison of Different Universal Adhesive Systems on Dentin Bond Strength. *Materials (Basel)*, 16(4).
3. Stape, T. H. S., Wik, P., Mutluay, M. M., Al-Ani, A. A. S., Tezvergil-Mutluay, A. (2018). Selective dentin etching: A potential method to improve bonding effectiveness of universal adhesives. *J Mech Behav Biomed Mater*, 86, 14-22.
4. Li, B., Zhu, X., Ma, L., Wang, F., Liu, X., Yang, X., Zhou, J., Tan, J., Pashley, D.H., Tay, F. R. (2016). Selective demineralisation of dentine extrafibrillar minerals-A potential method to eliminate water-wet bonding in the etch-and-rinse technique. *J Dent*, 52, 55-62.
5. Lacruz, R. S., Habelitz, S., Wright, J. T., & Paine, M. L. (2017). Dental Enamel Formation and Implications For Oral Health And Disease. *Physiol Rev*, 97(3), 939-993.
6. Andre V. Ritter, L. W. B., Ricardo Walter (2019). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. (7. Baskı). ABD: Elsevier, 1-39
7. Simmer, J. P., Hu, J. C. (2001). Dental enamel formation and its impact on clinical dentistry. *J Dent Educ*, 65(9), 896-905.
8. Chowdhury, A. F. M. A., Alam, A., Islam, M. R. R., Yamauti, M., Alam, M. S., Rahman, M. M., Zaman, A.U., Ahmed, M., Alvarez-Lloret, P., Sano, H. (2021). The Influences of Dehydration on the Mechanical Properties of Human Dentin. *Minerals*, 11(4), 336.
9. Sakaguchi, R. L. a. P., J. M. (2012). Craig's Restorative Dental Materials. (13. Baskı). ABD: Elsevier, 5-21
10. Goldberg, M., Kulkarni, A. B., Young, M., Boskey, A. (2011). Dentin: structure, composition and mineralization. *Front Biosci (Elite Ed)*, 3(2), 711-735.
11. Andre V. Ritter, L. W. B., Ricardo Walter. (2019). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. (7. Baskı). ABD: Elsevier, 136-139
12. Dayangaç, B.G., (2000). *Kompozit Resin Restorasyonlar*. Ankara: Güneş Kitabevi.
13. Richard, N. (2013). Introduction to Dental Materials. ABD: Elsevier, 51-58
14. Sakaguchi, R. L. a. P., J. M. (2012). Craig's Restorative Dental Materials. (13. Baskı). ABD: Elsevier, 34-81
15. Shen, C., Rawls, H.R., Esquivel-Upshaw, J. F. (2021). Phillip's Science of Dental Materials. ABD: Elsevier, 3-64

16. Alkattan, R. (2023). Adhesion to enamel and dentine: an update. *Prim Dent J*, 12(3), 33-42.
17. Sakaguchi, R. L. a. P., J. M. (2012). Craig's Restorative Dental Materials. (13. Baskı). ABD: Elsevier, 327-347
18. Richard, N. (2013). Introduction to Dental Materials. ABD: Elsevier, 113-125
19. Arhun, N., & Oğlakçı, B. (2017). Adezyon ve Adeziv Sistemler. *Türkiye Klinikleri J Restor Dent-Special Topics*, 3(3), 113-127.
20. Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Van Landuyt, K., Yoshida, Y., & Peumans, M. (2020). From Buonocore's Pioneering Acid-Etch Technique to Self-Adhering Restoratives. A Status Perspective of Rapidly Advancing Dental Adhesive Technology. *J Adhes Dent*, 22(1), 7-34.
21. Shen, C., Rawls, H.R., Esquivel-Upshaw, J. F. (2021). Phillip's Science of Dental Materials. ABD: Elsevier, 87-153
22. Perdigão, J. (2020). Current perspectives on dental adhesion: (1) Dentin adhesion - not there yet. *Jpn Dent Sci Rev*, 56(1), 190-207.
23. McLean, J. W. (1999). The pioneers of enamel and dentin bonding. *J Adhes Dent*, 1(3), 185-187.
24. Yoshihara, K., Nagaoka, N., Hayakawa, S., Okihara, T., Yoshida, Y., Van Meerbeek, B. (2018). Chemical interaction of glycerophosphate dimethacrylate (GPDM) with hydroxyapatite and dentin. *Dent Mater*, 34(7), 1072-1081. doi:10.1016/j.dental.2018.04.003
25. Hanabusa, M., Mine, A., Kuboki, T., Momoi, Y., Van Landuyt, K. L., Van Meerbeek, B., De Munck, J. (2011). TEM interfacial characterization of an experimental self-adhesive filling material bonded to enamel/dentin. *Dent Mater*, 27(8), 818-824
26. Kugel, G., Ferrari, M. (2000). The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc. 131 Suppl*, 20-25.
27. Fusayama, T., Nakamura, M., Kurosaki, N., Iwaku, M. (1979). Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res*, 58(4), 1364-1370
28. Van Meerbeek, B., Peumans, M., Verschueren, M., Gladys, S., Braem, M., Lambrechts, P., Vanherle, G. (1994). Clinical status of ten dentin adhesive systems. *J Dent Res*, 73(11), 1690-1702
29. Nakabayashi, N., Kojima, K., Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*, 16(3), 265-273.
30. Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., Vanherle, G. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 28(3), 215-235.

31. Irmak, Ö., Baltacıoğlu İ, H., Ulusoy, N., Bağış, Y. H. (2016). Solvent type influences bond strength to air or blot-dried dentin. *BMC Oral Health*, 16(1), 77.
32. Cadenaro, M., Josic, U., Maravić, T., Mazzitelli, C., Marchesi, G., Mancuso, E., Breschi, L., Mazzoni, A. (2023). Progress in Dental Adhesive Materials. *J Dent Res*, 102(3), 254-262.
33. De Munck, J., Mine, A., Poitevin, A., Van Ende, A., Cardoso, M. V., Van Landuyt, K. L., Peumans, M., Van Meerbeek, B. (2012). Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *J Dent Res*, 91(4), 351-357.
34. Tay, F. R., Pashley, D. H. (2003). Water treeing--a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent*, 16(1), 6-12.
35. Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., De Munck, J., Van Landuyt, K. L. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*, 27(1), 17-28.
36. Shirai, K., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Lambrechts, P., Suzuki, K., Shintani, H., Van Meerbeek, B. (2005). Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dent Mater*, 21(2), 110-124.
37. Van Meerbeek, B., De Munck, J., Mattar, D., Van Landuyt, K., Lambrechts, P. (2003). Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent*, 28(5), 647-660.
38. Tunaç, A.T., Can, E. (2020). Universal Adhesive Systems. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci*, 26, 469-503.
39. Alex, G. (2015). Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? *Compend Contin Educ Dent*, 36(1), 15-26; quiz 28, 40.
40. Hanabusa, M., Mine, A., Kuboki, T., Momoi, Y., Van Ende, A., Van Meerbeek, B., De Munck, J. (2012). Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent*, 40(6), 475-484.
41. Nikaido, T., Ichikawa, C., Li, N., Takagaki, T., Sadr, A., Yoshida, Y., Suzuki, K., Tagami, J. (2011). Effect of functional monomers in all-in-one adhesive systems on formation of enamel/dentin acid-base resistant zone. *Dent Mater J*, 30(5), 576-582.
42. Moszner, N., Salz, U., Zimmermann, J. (2005). Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater*, 21(10), 895-910.
43. Wang, R., Shi, Y., Li, T., Pan, Y., Cui, Y., Xia, W. (2017). Adhesive interfacial characteristics and the related bonding performance of four self-etching adhesives with different functional monomers applied to dentin. *J Dent*, 62, 72-80.
44. Tsujimoto, A., Fischer, N. G., Barkmeier, W. W., Latta, M. A. (2022). Bond Durability of Two-Step HEMA-Free Universal Adhesive. *J Funct Biomater*, 13(3).
45. Fehrenbach, J., Isolan, C. P., Münchow, E. A. (2021). Is the presence of 10-MDP associated to higher bonding performance for self-etching adhesive systems? A meta-analysis of in vitro studies. *Dent Mater*, 37(10), 1463-1485.

46. Yoshihara, K., Nagaoka, N., Nakamura, A., Hara, T., Yoshida, Y., Van Meerbeek, B. (2021). Nano-Layering Adds Strength to the Adhesive Interface. *J Dent Res*, 100(5), 515-521.
47. Yoshihara, K., Nagaoka, N., Yoshida, Y., Van Meerbeek, B., Hayakawa, S. (2019). Atomic level observation and structural analysis of phosphoric-acid ester interaction at dentin. *Acta Biomater*, 97, 544-556.
48. Yoshida, Y., Yoshihara, K., Nagaoka, N., Hayakawa, S., Torii, Y., Ogawa, T., Osaka, A., Meerbeek, B. V. (2012). Self-assembled Nano-layering at the Adhesive interface. *J Dent Res*, 91(4), 376-381.
49. Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A., Coutinho, E., Suzuki, K., Van Meerbeek, B. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28(26), 3757-3785.
50. Ahmed, M. H., Yoshihara, K., Yao, C., Okazaki, Y., Van Landuyt, K., Peumans, M., Van Meerbeek, B. (2021). Multiparameter evaluation of acrylamide HEMA alternative monomers in 2-step adhesives. *Dent Mater*, 37(1), 30-47.
51. Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., Peumans, M., De Munck, J., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. (2008). The role of HEMA in one-step self-etch adhesives. *Dent Mater*, 24(10), 1412-1419.
52. G2-BOND Universal, The new standard of 2-bottle Universal Bonding (2024). <https://www.gc.dental/europe/en/products/g2bonduniversal> sayfasından erişilmiştir.
53. Lopes, G. C., Cardoso, P. C., Vieira, L. C., Baratieri, L. N., Rampinelli, K., Costa, G. (2006). Shear bond strength of acetone-based one-bottle adhesive systems. *Braz Dent J*, 17(1), 39-43.
54. Muñoz, M. A., Sezinando, A., Luque-Martinez, I., Szesz, A. L., Reis, A., Loguercio, A. D., Bombarda, A.D., Perdigão, J. (2014). Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *J Dent*, 42(5), 595-602.
55. Bourgi, R., Hardan, L., Cuevas-Suárez, C. E., Devoto, W., Kassis, C., Kharma, K., Harouny, R., Ahi, T., Mancino, D., Kharouf, N., Haikel, Y. (2023). Effectiveness of Different Application Modalities on the Bond Performance of Four Polymeric Adhesive Systems to Dentin. *Polymers (Basel)*, 15(19).
56. Cardoso Pde, C., Lopes, G. C., Vieira, L. C., Baratieri, L. N. (2005). Effect of solvent type on microtensile bond strength of a total-etch one-bottle adhesive system to moist or dry dentin. *Oper Dent*, 30(3), 376-381.
57. Tekce, A. U., Atalay, C., Dursun, M. N., Ertan, A. A. (2021). Does Double-layer Application of a Universal Adhesive Affect Its Bonding to Different Tooth Substrates? *Clinical and Experimental Health Sciences*, 11(4), 794-800.
58. Jang, J. H., Lee, M. G., Woo, S. U., Lee, C. O., Yi, J. K., Kim, D. S. (2016). Comparative study of the dentin bond strength of a new universal adhesive. *Dent Mater J*, 35(4), 606-612.

59. Oguri, M., Yoshida, Y., Yoshihara, K., Miyauchi, T., Nakamura, Y., Shimoda, S., Hanabusa, M., Momoi, Y., Van Meerbeek, B. (2012). Effects of functional monomers and photo-initiators on the degree of conversion of a dental adhesive. *Acta Biomater*, 8(5), 1928-1934.
60. Hanabusa, M., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Okihara, T., Yamamoto, T., Momoi, Y., Van Meerbeek, B. (2016). Interference of functional monomers with polymerization efficiency of adhesives. *Eur J Oral Sci*, 124(2), 204-209
61. Shen, C., Rawls, H.R., Esquivel-Upshaw, J. F. (2021). Phillip's Science of Dental Materials. (ss. 355-401). ABD: Elsevier.
62. Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*, 26(2), e100-121.
63. Elmas, M. S., Başaran, E. G., İzgi, A. D. (2021). Diş Hekimliğinde Kullanılan Bağlanma Dayanımı Test Metotları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(2), 283-288.
64. Daher, R., Krejci, I., Mekki, M., Marin, C., Di Bella, E., Ardu, S. (2021). Effect of Multiple Enamel Surface Treatments on Micro-Shear Bond Strength. *Polymers (Basel)*, 13(20).
65. Falakaloğlu, S., Yeniçeri Özata, M., Plotino, G. (2023). Micro-shear bond strength of different calcium silicate materials to bulk-fill composite. *PeerJ*, 11, e15183.
66. Sakaguchi, R. L. a. P., J. M. (2012). Craig's Restorative Dental Materials. (13 ed., ss. 83-107). ABD: Elsevier.
67. ISO/TS 11405:2015 Technical Specification (2015). <https://cdn.standards.iteh.ai/samples/62898/c8afc682cda547d797cf339c726837ce/ISO-TS-11405-2015.pdf> sayfasından erişilmiştir.
68. De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., Van Meerbeek, B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, 84(2), 118-132.
69. Szczesio-Wlodarczyk, A., Sokolowski, J., Kleczewska, J., Bociong, K. (2020). Ageing of Dental Composites Based on Methacrylate Resins-A Critical Review of the Causes and Method of Assessment. *Polymers (Basel)*, 12(4).
70. Nikaido, T., Kunzelmann, K. H., Chen, H., Ogata, M., Harada, N., Yamaguchi, S., Cox, C.F., Hickel, R., Tagami, J. (2002). Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater*, 18(3), 269-275.
71. Gale, M. S., Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 27(2), 89-99.

72. Amaral, F. L., Colucci, V., Palma-Dibb, R. G., Corona, S. A. (2007). Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent*, 19(6), 340-353.
73. Faul, F., Erdfelder, E., Buchner, A., Lang, A.-G. (2009). Statistical power analyses using G*Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses. *Behavior Research Methods*, 41(4), 1149-1160.
74. Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.-G., Buchner, A. (2007). G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, 39(2), 175-191.
75. Eliguzeloglu, E., Omurlu, H., Eskitascioglu, G., Belli, S. (2008). Effect of surface treatments and different adhesives on the hybrid layer thickness of non-carious cervical lesions. *Oper Dent*, 33(3), 338-345.
76. Perdigão, J. (2002). Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Am*, 46(2), 277-301.
77. Mason, P. N., Ferrari, M., Cagidiaco, M. C., Davidson, C. L. (1996). Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *J Dent*, 24(3), 217-222.
78. Häfer, M., Schneider, H., Rupf, S., Busch, I., Fuchß, A., Merte, I., Jentsch, H., Haak, R., Merte, K. (2013). Experimental and clinical evaluation of a self-etching and an etch-and-rinse adhesive system. *J Adhes Dent*, 15(3), 275-286.
79. Hara, A. T., Pimenta, L. A., Rodrigues, A. L., Jr. (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater*, 17(2), 165-169.
80. Ismail, A. M., Bourauel, C., ElBanna, A., Salah Eldin, T. (2021). Micro versus Macro Shear Bond Strength Testing of Dentin-Composite Interface Using Chisel and Wireloop Loading Techniques. *Dent J (Basel)*, 9(12).
81. Cheetham, J. J., Palamara, J. E., Tyas, M. J., Burrow, M. F. (2013). A comparison of the micro-shear bond strength and failure mode of non-enclosed and mold-enclosed luting cements bonded to metal. *Dent Mater J*, 32(6), 896-905.
82. Tamura, Y., Tsubota, K., Otsuka, E., Endo, H., Takubo, C., Miyazaki, M., Latta, M. A. (2011). Dentin bonding: influence of bonded surface area and crosshead speed on bond strength. *Dent Mater J*, 30(2), 206-211.
83. Yassen, G. H., Platt, J. A., Hara, A. T. (2011). Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *J Oral Sci*, 53(3), 273-282.
84. Silva, E., Carvalho, N. K., Prado, M. C., Senna, P. M., Souza, E. M., De-Deus, G. (2019). Bovine teeth can reliably substitute human dentine in an intra-tooth push-out bond strength model? *Int Endod J*, 52(7), 1063-1069.
85. Rüttermann, S., Braun, A., Janda, R. (2013). Shear bond strength and fracture analysis of human vs. bovine teeth. *PLoS One*, 8(3), e59181.

86. Doi, J., Itota, T., Torii, Y., Nakabo, S., Yoshiyama, M. (2004). Micro-tensile bond strength of self-etching primer adhesive systems to human coronal carious dentin. *J Oral Rehabil*, 31(10), 1023-1028.
87. Marshall, G. W., Jr., Marshall, S. J., Kinney, J. H., Balooch, M. (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*, 25(6), 441-458.
88. Mobarak, E. H., El-Badrawy, W., Pashley, D. H., Jamjoom, H. (2010). Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *J Prosthet Dent*, 104(2), 92-97.
89. Tosun, G., Şener, Y., Şengün, A. (2005). Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(3), 2-6
90. Ermis, R. B., De Munck, J., Cardoso, M. V., Coutinho, E., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. (2008). Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dent Mater*, 24(7), 978-985.
91. Ogata, M., Harada, N., Yamaguchi, S., Nakajima, M., Pereira, P. N., Tagami, J. (2001). Effects of different burs on dentin bond strengths of self-etching primer bonding systems. *Oper Dent*, 26(4), 375-382.
92. Ogata, M., Harada, N., Yamaguchi, S., Nakajima, M., Tagami, J. (2002). Effect of self-etching primer vs phosphoric acid etchant on bonding to bur-prepared dentin. *Oper Dent*, 27(5), 447-454.
93. Wagner, A., Wendler, M., Petschelt, A., Belli, R., Lohbauer, U. (2014). Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent*, 42(7), 800-807.
94. Demirel, G., Baltacıoğlu, I. (2019). The influence of different etching modes and etching time periods on micro-shear bond strength of multi-mode universal adhesives on dentin. *Czasopismo Stomatolog [internet]*, 72 (3), 10.
95. Yamauchi, K., Tsujimoto, A., Jurado, C. A., Shimatani, Y., Nagura, Y., Takamizawa, T., Barkmeier, W.W., Latta, M.A., Miyazaki, M. (2019). Etch-and-rinse vs self-etch mode for dentin bonding effectiveness of universal adhesives. *J Oral Sci*, 61(4), 549-553.
96. Takamizawa, T., Barkmeier, W. W., Tsujimoto, A., Berry, T. P., Watanabe, H., Erickson, R. L., Latta, M.A., Miyazaki, M. (2016). Influence of different etching modes on bond strength and fatigue strength to dentin using universal adhesive systems. *Dent Mater*, 32(2), e9-21.
97. Cuevas-Suárez, C. E., da Rosa, W. L. O., Lund, R. G., da Silva, A. F., Piva, E. (2019). Bonding Performance of Universal Adhesives: An Updated Systematic Review and Meta-Analysis. *J Adhes Dent*, 21(1), 7-26.
98. Rosa, W. L., Piva, E., Silva, A. F. (2015). Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*, 43(7), 765-776.

99. Burke, F. T., Crisp, R. J., Cowan, A. J., Raybould, L., Redfearn, P., Sands, P., Thompson, O., Ravaghi, V. (2017). A randomised controlled trial of a universal bonding agent at three years: self etch vs total etch. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 25(4), 220-227.
100. Loguercio, A. D., de Paula, E. A., Hass, V., Luque-Martinez, I., Reis, A., Perdigão, J. (2015). A new universal simplified adhesive: 36-Month randomized double-blind clinical trial. *J Dent*, 43(9), 1083-1092.
101. Takamizawa, T., Imai, A., Hirokane, E., Tsujimoto, A., Barkmeier, W.W., Erickson, R.L., Latta, M.A., Miyazaki, M. (2019). SEM observation of novel characteristic of the dentin bond interfaces of universal adhesives. *Dent Mater*, 35(12): 1791-1804.
102. Katsuki, S., Takamizawa, T., Yokoyama, M., Sai, K., Tamura, T., Ishii, R., Kamimoto, A., Miyazaki, M. (2022). Influence of bonding agent application method on the dentin bond durability of a two-step adhesive utilizing a universal-adhesive-derived primer. *Eur J Oral Sci*, 130(3), e12868.
103. Takamizawa, T., Hirokane, E., Sai, K., Ishii, R., Aoki, R., Barkmeier, W. W., Latta, M.A., Miyazaki, M. (2023). Bond durability of a two-step adhesive with a universal-adhesive-derived primer in different etching modes under different degradation conditions. *Dent Mater J*, 42(1), 121-132.
104. Jäggi, M., Karlin, S., Zitzmann, N. U., Rohr, N. (2024). Shear bond strength of universal adhesives to human enamel and dentin. *J Esthet Restor Dent*, 36(5), 804-812.
105. Tichy, A., Hosaka, K., Yang, Y., Motoyama, Y., Sumi, Y., Nakajima, M., Tagami, J. (2021). Can a New HEMA-free Two-step Self-etch Adhesive Improve Dentin Bonding Durability and Marginal Adaptation? *J Adhes Dent*, 23(6), 505-512.
106. Takamizawa, T., Barkmeier, W. W., Tsujimoto, A., Suzuki, T., Scheidel, D. D., Erickson, R. L., Latta, M.A., Miyazaki, M. (2016). Influence of different pre-etching times on fatigue strength of self-etch adhesives to dentin. *Eur J Oral Sci*, 124(2), 210-218.
107. Fujiwara, S., Takamizawa, T., Barkmeier, W. W., Tsujimoto, A., Imai, A., Watanabe, H., Erickson, R., Latta, M.A., Nakatsuka, T., Miyazaki, M. (2018). Effect of double-layer application on bond quality of adhesive systems. *J Mech Behav Biomed Mater*, 77, 501-509.
108. Huang, X. Q., Pucci, C. R., Luo, T., Breschi, L., Pashley, D. H., Niu, L. N., Tay, F. R. (2017). No-waiting dentine self-etch concept-Merit or hype. *J Dent*, 62, 54-63.
109. Tsujimoto, A., Shimatani, Y., Nojiri, K., Barkmeier, W. W., Markham, M. D., Takamizawa, T., Latta, M.A., Miyazaki, M. (2019). Influence of surface wetness on bonding effectiveness of universal adhesives in etch-and-rinse mode. *Eur J Oral Sci*, 127(2), 162-169. doi:10.1111/eos.12596
110. Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., Duke, E. S., Eick, J. D., Robinson, S. J. (1998). A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *J Dent Res*, 77(1), 50-59.

111. Van Landuyt, K. L., Mine, A., De Munck, J., Jaecques, S., Peumans, M., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. (2009). Are one-step adhesives easier to use and better performing? Multifactorial assessment of contemporary one-step self-etching adhesives. *J Adhes Dent*, 11(3), 175-190.
112. Hurtado, A., Fuentes, V., Cura, M., Tamayo, A., Ceballos, L. (2023). Long-Term In Vitro Adhesive Properties of Two Universal Adhesives to Dentin. *Materials (Basel)*, 16(9).
113. Franz, A., Lettner, S., Watts, D. C., Schedle, A. (2022). Should statistical analysis of bond-strength data include or exclude cohesive failures? *Dent Mater*, 38(12), 1942-1946.







EKLER

EK-1. Etik Kurul İzni

Evrak Tarih ve Sayısı: 03.01.2023-E.551592



T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Dış Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : E-21071282-050.99-551592
Konu : Prof. Dr. Hacer Deniz ARISU

03.01.2023

Sayın Prof. Dr. Hacer Deniz ARISU
Restoratif Diş Tedavi Anabilim Dalı Başkanlığına

Fakültemiz Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna, etik açıdan değerlendirilmek üzere sorumlu araştırmacı "Farklı İçerik ve PH Değerlerine Sahip Universal Adeziv Sistemlerin Dentine Makaslama Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi" konulu çalışma, Etik Kurulumuz tarafından incelenmiş ve araştırma etiği açısından uygun bulunmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Önemli Not: Sağlık Bakanlığına başvuruda bulunacak çalışmaların, Kurulumuz tarafından incelenmiş ve onaylanmış "**Değerlendirilen Belgeler**" kısmında belirtilmiş olan **Tarih ve Versiyon/Revizyon numaralarının ve "Karar Bilgileri"** kısmında belirtilmiş olan **karar numarasının** yazılması gerekmektedir. Aksi takdirde Sağlık Bakanlığına teslim edilen belgelerde Tarih ve Versiyon/Revizyon numaralarında uyumsuzluk yaşanmaktadır ve bu nedenle dosyalar reddedilmektedir. Bu konuya önem verilmesi bilgilerinize sunulur.

Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ
Kurul Başkanı

Ek:Klinik Araştırmalar Etik Kurul Karar Formu (3 Sayfa)/Elden Teslim Edilecektir.

Belge Doğrulama Kodu :BSU7B7HTV3

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Takip Adresi : <https://www.turkiye.gov.tr/gazi-universitesi-ebys>

Gazi Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Bışkek Cad. No:4 kat 1 Emek/Ankara
Tel:0 (312) 203 40 00 Faks:0 (312) 223 92 26
e-Posta :dhi@bilisim@gazi.edu.tr İnternet Adresi :http://dent.gazi.edu.tr

Bilgi için :N. Cihan Ünay
Birim Evrak Sorumlusu
Telefon No:(0312) 203 40 69



EK-1. (devam) Etik Kurul İzni

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Prof. Dr. Hacer Deniz ARISU tarafından gönderilen "Farklı İçerik ve PH Değerlerine Sahip Universal Adeziv Sistemlerin Dentine Makaslama Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi" konulu çalışmanın kabulüne,			
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU					

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu			
	AÇIK ADRESİ:	Bişkek Caddesi 82.Sokak No:4 E Blok Zemin Kat Çankaya ANKARA			
	TELEFON	0312 203 40 69			
	FAKS	0312 203 41 39			
	E-POSTA	disetikkurul@gazi.edu.tr			

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Hacer Deniz ARISU			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanlığı			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi			
	YARDIMCI ARAŞTIRMACILAR	Arş. Gör. Dt. Sena BALABAN			
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI				
	DESTEKLEYİCİ				
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	☐		
		FAZ 2	☐		
		FAZ 3	☐		
		FAZ 4	☐		
		Gözlemsel ilaç çalışması	☐		
		Tıbbi cihaz klinik araştırması	☐		
		İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları	☐		
İlaç dışı klinik araştırma	☐				
Diğer ise belirtiniz: İlaç Dışı Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☒	ULUSLARARASI ☐	

Etik Kurulu
Unvanı/Adı
İmza:

Dr. Enes ODABAŞ

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

EK-1. (devam) Etik Kurul İzni

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Prof. Dr. Hacer Deniz ARISU tarafından gönderilen "Farklı İçerik ve PH Değerlerine Sahip Universal Adeziv Sistemlerin Dentine Makaslama Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi" konulu çalışmanın kabulüne,
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	22.12.2022	Versiyon 1	Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	22.12.2022	Versiyon 1	Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	22.12.2022	Versiyon 1	Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe ☐	İngilizce ☐	Diğer ☐
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama				
	SIGORTA	☐				
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☒	22.12.2022 - Versiyon 1			
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐				
	ILAN	☐				
	YILLIK BİLDİRİM	☐				
	SONUÇ RAPORU	☐				
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐				
	DİĞER:	☐				
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: GÜDHKAEK. 2022.25/2	Tarih: 29.12.2022				
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.					

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *	
Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ (Etik Kurul Başkanı)	Çocuk Diş Hekimliği	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐
Prof. Dr. Nur MOLLAOĞLU	Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐
Prof. Dr. Şebnem KAVAKLI	Fizyoloji	Ufuk Ü. Tıp Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☒
Prof. Dr. Orhan Mecit ULUDAĞ	Farmakoloji	Gazi Ü. Eczacılık Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐
Prof. Dr. Ferhan EĞİLMEZ (Bildirimlerden sorumlu olan üye)	Protetik Diş Tedavisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐
Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI	Restoratif Diş Tedavisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐
Prof. Dr. İlkay PEKER	Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐
Prof. Dr. Burcu ÖZDEMİR (Etik kurul başkan yardımcısı)	Periodontoloji	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☒
Prof. Dr. Benay YILDIRIM	Oral Patoloji	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐
Doç. Dr. Mügem Aslı EKİCİ	Endodonti	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐

Etik Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/Soyadı:
İmza:

ODABAŞ

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

EK-1. (devam) Etik Kurul İzni

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Prof. Dr. Hacer Deniz ARISU tarafından gönderilen "Farklı İçerik ve PH Değerlerine Sahip Universal Adeziv Sistemlerin Dentine Makaslama Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi" konulu çalışmanın kabulüne.							
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU									
Doç. Dr. Nehir CANIGÜR BAVBEK	Ortodonti	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Dr. Öğr. Üyesi Hakan TÜZÜN	Halk Sağlığı	Gazi Ü. Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Av. Efe AYAZ	Avukat	Serbest Avukat	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
İlker YAVUZ	Fotoğraf Eğitmeni	-	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	

*:Toplantıda Bulunma

Etik Kurul
Unvanı/Ad
İmza:

Enes ODABAŞ

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : BALABAN, Sena
Uyruğu : T.C.

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi / Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş / Hekimliği Fakültesi	2019
Lise	Bursa Anadolu Lisesi	2014

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2019-2021	Özel Varveren Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği	Diş Hekimi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

Uluslararası Dergilerde Yayınlanan Makaleler

1. Balaban S., Karakaş M., Deniz Arısu H. Polidiastemanın Silikon Anahtar Kullanılarak Direkt Kompozit Rezin Veneerler ile Rehabilitasyonu: Olgu Sunumu. Selcuk Dental Journal. cilt.9, ss.24-27, 2022 (ULAKBİM)

Ulusal Dergilerde Yayınlanan Makaleler

1. Eser R., Balaban S., Karakaş M., Kalaycı Ş., Deniz Arısu H. Hekzagonal Bor Nitrür (hBN) İlavesinin Geleneksel Cam İyonomer Simanın Florür Salımı Üzerine Etkisi. Acta Odontologica Turcica (ULAKBİM) (Kabul Edildi)

Katıldığı Uluslararası Bilimsel Kongreler

1. 26. Türk Diş Hekimleri Birliği Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, İstanbul, Türkiye, 08-11 Eylül 2022

2. The 7th International Congress on Adhesive Dentistry, Konya, Türkiye 01-03 Haziran 2023
3. 24. Uluslararası Restoratif Diş Hekimliği Derneği Bilimsel Kongresi, Eskişehir, Türkiye, 08-09 Aralık 2023

Katıldığı Ulusal Bilimsel Kongreler

1. Restoratif Diş Hekimliği Derneği Kış Sempozyumu ve Anabilim Dalları Toplantısı, Konya, Türkiye, 17-19 Aralık 2021
2. Restoratif Diş Hekimliği Derneği Kış Sempozyumu ve Anabilim Dalları Toplantısı, Adana, Türkiye, 17-18 Aralık 2022

Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Yapılan Poster Sunumları

1. Balaban S., Karakaş M., Deniz Arısu H. (2022) Travma Sonucu Meydana Gelen Horizontal Kron Kırığının Kompozit Rezin Veneer ile Restorasyonu: Olgu Sunumu 26. Türk Diş Hekimleri Birliği Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, İstanbul, Türkiye, 08-11 Eylül 2022
2. Balaban S., Karakaş M., Deniz Arısu H. (2023) Travma Sonucu Kırılan Maksiller Kesici Dişlerin Re-Ataşmanı: 9 Aylık Takip. 24. Uluslararası Restoratif Diş Hekimliği Derneği Bilimsel Kongresi, Eskişehir, Türkiye, 08-09 Aralık 2023
3. Karakaş M., Balaban S., Deniz Arısu H. (2023) Üç Boyutlu Anatomik Matriks Sistemleri Kullanılarak Yapılan Farklı Tipte Ön Diş Estetik Restorasyonlar: Vaka Serisi. 24. Uluslararası Restoratif Diş Hekimliği Derneği Bilimsel Kongresi, Eskişehir, Türkiye, 08-09 Aralık 2023

Ulusal Bilimsel Toplantılarda Yapılan Poster Sunumları

1. Balaban S., Deniz Arısu H. (2021) Polidiastemanın Silikon Anahtar Kullanılarak Direkt Kompozit Rezin Veneerler ile Rehabilitasyonu. Restoratif Diş Hekimliği Derneği Kış Sempozyumu ve Anabilim Dalları Toplantısı, Konya, Türkiye, 17-19 Aralık 2021
2. Balaban S., Karakaş M., Deniz Arısu H. (2022) Restore Edilmiş Kron Kırıkları Bulunan Üst Kesici Dişlerin Estetik Rehabilitasyonu. Restoratif Diş Hekimliği Derneği Kış Sempozyumu ve Anabilim Dalları Toplantısı, Adana, Türkiye, 17-18 Aralık 2022
3. Karakaş M., Balaban S., Deniz Arısu H. (2022) Polidiastemanın Direkt Rezin Kompozit Rehabilitasyonu: 6 Aylık Takip. Restoratif Diş Hekimliği Derneği Kış Sempozyumu ve Anabilim Dalları Toplantısı, Adana, Türkiye, 17-18 Aralık 2022

Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Yapılan Sözlü Sunumlar

1. Eser R., Karakaş M., Balaban S., Kalaycı Ş., Deniz Arısu H. (2023) Fluoride Release of Glass Ionomer With Hexagonal Boron Nitride (Hbn) Additive: The 7th International Congress on Adhesive Dentistry, Konya, Türkiye 01-03 Haziran 2023

Uluslararası Kitap/Kitap Bölümü Yazarlığı

1. Balaban S., Deniz Arisu, H. Universal Adezivler. Klinik Diş Hekimliğinin Bugünü, Polat S. Editör, Akademisyen Kitabevi, Ankara, s.65-80, 2023.

Desteklenen Projeler

1. Hacer Deniz Arisu (Yürütücü), Sena Balaban. Farklı içerik ve pH değerlerine sahip universal adeziv sistemlerin dentine makaslama bağlanma dayanım değerlerinin değerlendirilmesi, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri-BAP, 2023-Devam ediyor.





GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..