



**GEÇİCİ SİMANTASYON SONRASINDA UYGULANAN
FARKLI TEMİZLEMİYÖNTEMLERİNİN
REZİN DENTİN BAĞLANTISINA ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

Dt. Tugay ŞİŞCİ
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı
Yrd. Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ

T.C.
RECEP TAYYIP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

GEÇİCİ SİMANTASYON SONRASINDA UYGULANAN
FARKLI TEMİZLEME
YÖNTEMLERİNİN REZİN DENTİN BAĞLANTISINA
ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Dt. Tugay ŐŐCİ

Protetik Diş Tedavisi Programı

Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı

Yrd. Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ

RİZE

2017

T.C
RECEP TAYYIP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ UZMANLIK EĞİTİM PROGRAMI

**GEÇİCİ SİMANTASYON SONRASINDA UYGULANAN FARKLI
TEMİZLEME YÖNTEMLERİNİN REZİN DENTİN
BAĞLANTISINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Tugay ŞİŞCİ

Tez Savunma Tarihi: 17.11.2017

**Tez Danışmanı :Yrd. Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ (Recep Tayyip Erdoğan
Üniversitesi)**

**Jüri Üyesi :Prof. Dr. Zeynep YEŐİL DUYMUŐ (Recep Tayyip Erdoğan
Üniversitesi)**

**Jüri üyesi :Doç. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ (Karadeniz Teknik
Üniversitesi)**

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Zeynep YEŐİL DUYMUŐ

Fakülte Dekanı

Uzmanlık Tezi

RİZE – 2017

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	V
ÖZET.....	VI
ABSTRACT.....	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	X
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XIII
TABLolar DİZİNİ.....	XV
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Dental Simanlar.....	3
2.1.1 Fosfat Esaslı Simanlar.....	4
2.1.1.1 Çinko Fosfat Siman.....	4
2.1.1.2 Modifiye Çinko Fosfat Siman.....	4
2.1.2 Fenolat Simanlar.....	5
2.1.2.1 Çinko Oksit Öjenol Simanlar.....	5
2.1.2.2 Güçlendirilmiş Çinko Oksit Öjenol Simanlar.....	5
2.1.2.3 Orto Etoksibenzoik Asit (EBA) Simanlar.....	5
2.1.2.4 Kalsiyum Hidroksit Salisilat Simanlar.....	5
2.1.3 Polikarboksilat ve Dimetakrilat Simanlar.....	6
2.1.3.1 Çinko Polikarboksilat Simanlar.....	6
2.1.3.2 Cam İyonomer Simanlar.....	7
2.1.3.3 Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar.....	7
2.1.4 Kompozit Rezin Simanlar.....	8
2.1.4.1 Etch-and-Rinse Rezin Simanlar.....	10
2.1.4.2 Self Etch Rezin Simanlar.....	10

2.1.4.3	Self Adeziv Rezin Simanlar.....	10
2.2	Adeziv Sistemler.....	11
2.2.1	Minenin Yapısı ve Adezyon.....	13
2.2.2	Dentinin Yapısı ve Adezyon.....	14
2.2.3	Hibrit Tabaka.....	15
2.2.4	Adeziv Sistemlerin Sınıflandırması.....	16
2.2.4.1	Total Etch Adeziv Sistemi.....	17
2.2.4.2	Self Etch Adeziv Sistemi.....	19
2.3	Simanların Özellikleri.....	21
2.3.1	Mekanik Özellikler.....	21
2.3.2	Film Kalınlığı ve Viskozite.....	22
2.3.3	Çözünürlük.....	22
2.3.4	Adeziv Özellikler.....	23
2.3.5	Biyolojik Özellikler.....	23
2.3.6	Estetik Özellikler.....	23
2.3.7	Radyopaklık.....	23
2.4	Siman Temizleme Yöntemleri.....	24
2.4.1	Mekanik Temizleme Yöntemleri.....	24
2.4.1.1	El Aletleri ile Temizleme.....	24
2.4.1.2	Ultrasonik Aletler.....	25
2.4.1.3	Kumlama ile Hava Abrazyonu.....	25
2.4.1.4	Döner Aletler.....	26
2.4.1.5	Lazer Uygulamaları.....	27
2.4.2	Kimyasal Uygulamalar.....	28
2.5	Bağlantı Dayanımı Testleri.....	30

2.5.1	Makaslama Bağlantı Dayanımı Testleri.....	30
2.5.2	Çekme Bağlantı Dayanımı Testleri.....	30
3.	MATERYAL VE METOD.....	32
3.1	Örneklerin Hazırlanması.....	36
3.2	Geçici Restorasyonların Hazırlanması ve Simantasyonu.....	37
3.3	Geçici Siman Artıklarının Uzaklaştırılması.....	39
3.3.1	El Aleti ile Uzaklaştırma.....	39
3.3.2	Elmas Frez ile Uzaklaştırma.....	39
3.3.3	Klorheksidin Glukanat ile Uzaklaştırma.....	40
3.3.4	Lazer ile Uzaklaştırma.....	41
3.4	Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri.....	42
3.5	Dentin Yüzeyinin Elementsel Analizi.....	43
3.6	Daimi Siman Uygulanması.....	43
3.6.1	Total Etch Rezin Siman Uygulanması.....	43
3.6.2	Self Etch Rezin Siman Uygulanması.....	44
3.7	Makaslama Bağlantı Dayanımı Testi.....	45
3.8	Kırılma Yüzeylerinin Analizi.....	46
3.9	İstatistiksel Değerlendirme.....	47
4.	BULGULAR.....	48
4.1	Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi Bulguları.....	52
4.1.1	Dentin Yüzeylerinin Elementsel Analizi Sonuçları.....	54
4.2	Kırılma Tiplerinin Değerlendirilmesi.....	56
5.	TARTIŞMA.....	60
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER.....	78
	KAYNAKLAR.....	80

EKLER	98
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	98



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim sürecinde ve tezimin hazırlanmasında fakültemizdeki her türlü imkanı sunan Prof. Dr. Zeynep YEŐİL DUYMUŐ' a,

Uzmanlık eğitimim sürecinde bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, tezimin hazırlanmasında bana koşulsuz destek veren ve deneyimlerini esirgemeyen tez danışmanım ve değerli hocam Yrd. Doç. Dr. Sabit Melih Ateş' e,

Üzerimde büyük emekleri olan değerli hocalarım Yrd. Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR ve Yrd. Doç. Dr. Murat ALKURT' a,

Bu süreçte bana destek olan ve yardımlarını esirgemeyen tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma, özellikle Araő. Gör. őengül Merve ERBEK' e,

Bu günlere gelene kadar hep yanımda olan ve desteklerini bir an bile esirgemeyen aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Geçici Simantasyon Sonrasında Uygulanan Farklı Temizleme Yöntemlerinin Rezin Dentin Bağlantısına Etkisinin İncelenmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, iki farklı geçici siman uygulanmış dentin yüzeylerinde yapılacak olan dört farklı siman temizleme işleminin total etch ve self etch rezin simanın dentin ile olan makaslama bağlantı dayanımına etkisini araştırmaktır.

Materyal ve Metod: 220 adet çürüksüz insan maksiller kesici dişin kuronları mine-sement sınırının 2 mm apikalinden ayrıldı. Dişler vestibül yüzeyleri açıkta kalacak şekilde akrilik bloklar içerisine gömüldü ve dentin yüzeyleri açığa çıkarıldı. 4 mm çapında 2 mm yüksekliğinde hazırlanan geçici restorasyonlar dentin yüzeyine öjenollü (RelyX Temp E) ve öjenolsüz (RelyX Temp NE) geçici simanlar ile simante edildi. 20 adet örneğe herhangi bir geçici simantasyon basamağı uygulanmadı. Tüm örnekler (n=200) oda sıcaklığında 7 gün boyunca distile su içerisinde bekletildi. 40 adet örneğe (20 adet öjenollü, 20 adet öjenolsüz) geçici restorasyonlar kaldırıldıktan sonra herhangi bir temizleme yöntemi uygulanmadı. Geriye kalan örneklerin (n=160) dentin yüzeylerinden siman artıkları 4 farklı temizleme yöntemi (el aleti, elmas frez, %2'lik klorheksidin glukonat solüsyonu ve Er:YAG lazer) ile kaldırıldı. Her bir temizleme yöntemi için 40 adet geçici siman uygulanmış örnek (20 adet öjenollü, 20 adet öjenolsüz) kullanıldı. Farklı temizleme işlemi uygulanmış örneklerin yüzey değerlendirmeleri için her gruptan birer adet örneğin TEM görüntüsü alındı ve EDS testi yapıldı. Temizleme işlemi uygulanan örneklerin yarısına total etch rezin siman (Variolink II) diğer yarısına ise self etch rezin siman (Panavia F2.0) uygulandı. Makaslama bağlantı dayanımı testi Universal Test Cihazı ile 1mm/dk makaslama hızı kullanılarak gerçekleştirildi. Bu testten elde edilen verilerin istatistiksel olarak

değerlendirilmesi Mann Whitney-U ve Kruskal Wallis-H Testi kullanılarak yapıldı (p<0.05).

Bulgular: En yüksek makaslama bağlantı dayanımı değeri self etch rezin siman uygulamasından önce ojenolsüz geçici siman artıklarının Er:YAG lazer ile uzaklaştırıldığı grupta (4.59 ± 0.81 MPa), en düşük makaslama bağlantı dayanımı değeri self etch rezin siman uygulamasından önce ojenollü geçici siman artıklarının el aleti ile uzaklaştırıldığı grupta (3.31 ± 0.71 MPa) bulunmuştur.

Sonuç: Her iki rezin siman için en yüksek bağlantı dayanımı değeri geçici siman artıklarının Er:YAG lazer ile temizlenmesi sonrasında bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Yüzey temizleme yöntemleri, rezin siman, makaslama bağlantı dayanımı.

ABSTRACT

The Effect of Different Cleaning Methods After Temporary Cementation on Resin-Dentin Bond

Aim: The aim of this study was investigate the effect of four different cement cleaning procedures performed on dentin surfaces after using two different temporary cements on the shear bond strength of total etch and self etch cement.

Material and Method: The crowns of 220 non-carious human maxillary incisive teeth were cut from 2 mm apically on the enamel-cement junction. The teeth were embedded in acrylic blocks so that their vestibular dentin surfaces would be exposed. Temporary restorations were prepared with a diameter of 4 mm and height of 2 mm and cemented on dentin surface by using temporary cement with (RelyX Temp E) and without eugenol (RelyX Temp NE). No temporary restoration was applied to 20 specimens. All specimens (n=200) were kept in distilled water for 7 days at room temperature. Temporary restorations were removed from 40 specimens (20 eugenol and 20 non-eugenol) without applying any surface cleaning procedures. The cement residues on the dentin surfaces of the remaining specimens (n=160) were removed with four different cleaning methods (hand tool, diamond drill, 2% chlorhexidine gluconate solution and Er:YAG laser). 40 specimens on which temporary cement was applied (20 eugenol and 20 non-eugenol) were used for each cleaning method. For the surface evulation of the specimens subjected to different cleaning procedures, the SEM image of one specimen from each group was taken and EDS test was performed. Total etch resin cement (Variolink II) was applied on the half of the cleaned specimens and self etch resin cement (Panavia F2.0) was applied to the other half of the cleaned specimens. The shear bond strength test was performed by using a Universal Testing Machine at a cross-head

speed of 1 mm/min. obtained data were statistically analysed by using the Mann Whitney-U Test and Kruskal Wallis-H Test ($p < 0.05$).

Results: The highest shear bond strength value (4.59 ± 0.81 MPa) was found in the group in which non-eugenol temporary cement residues without eugenol were cleaned with Er:YAG laser before self etch resin cement application while the lowest shear bond strength value (3.31 ± 0.71 MPa) was found in the group in which eugenol containing temporary cement residues with eugenol were cleaned with hand tool before self etch resin cement application.

Conclusion: The highest shear bond strength values for both resin cements were found after the temporary cement residues were cleaned with Er: YAG laser.

Key Words: Surface cleaning methods, resin cement, shear bond strength.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

°C	Santigrat derece
μ	Mikron
μm	Mikrometre
μmol	Mikromol
4-META	4-metakriloksi etil trimellitik anhidrat
10-MDP	10-metakrilaoksidetil dihidrojen fosfat
Bis-EMA	Etoksi bisfenol A dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A glisil metakrilat
C	Karbon
Ca ⁺	Kalsiyum
cm	Santimetre
CO ₂	Karbondioksit
dk	Dakika
DEGDMA	Dietilen glikol dimetakrilat
dev	Devir
EBA	Etoksibenzoik asit
EDTA	Etilendiamin tetraasetik asit
EDS	Enerji dağılımlı x ışınli spektroskopisi
Er:YAG	Erbium: Yttrium – Aluminium - Garnet
Er:Cr:YSGG	Erbium, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet
H ₃ O ⁺	Hidronyum
HEMA	2-hidroksi etil metakrilat
Hz	Hertz
ISO	International Organization for Standardization

J	Joule
kg	Kilogram
kHz	Kilohertz
LED	Light Emitting Diode
M	Mol
Mg	Magnezyum
mj	milijoule
mm	milimetre
MMP	Matriks metalloproteinaz
MPa	Megapaskal
N	Newton
Na	Sodyum
Nd:YAG	Neodymium: Yttrium Aluminum Garnet
P	Fosfat
pH	Power of Hydrogen
Phenyl-P	2-metakriloksietil fenil hidrojen fosfat
O	Oksijen
OH	Hidroksil
QSP	Quantum Square Pulse
Si	Silisyum
Sn	Saniye
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TEM	Taramalı elektron mikroskobu
UDMA	Üretan dimetakrilat
W	Watt

Zn

Çinko



ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Adeziv sistemlerin sınıflandırılması.....	17
Şekil 2.2. Bazı fonksiyonel monomerlerin kimyasal formülleri	20
Şekil 3.1. Çalışmada oluşturulan deneysel gruplar.....	33
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan örnekler.....	36
Şekil 3.3. Dentin yüzeyi hazırlanmış diş örneği.....	37
Şekil 3.4. Geçici restorasyon simante edilmiş örnek	38
Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan geçici simanlar.....	38
Şekil 3.6. Geçici siman artıklarının periodontal kazıyıcı yardımıyla temizlenmesi.....	39
Şekil 3.7. Geçici siman artıklarının frez yardımıyla temizlenmesi.....	40
Şekil 3.8. Geçici siman artıklarının %2' lik klorheksidin glukonat solüsyonu ile temizlenmesi.....	41
Şekil 3.9. Er:YAG lazer cihazı ve çalışmada kullanılan lazer parametreleri.....	42
Şekil 3.10. Er:YAG lazerin dentin yüzeyine uygulanması.....	42
Şekil 3.11. Total etch rezin siman (Variolink II).....	44
Şekil 3.12. Self etch rezin siman (Panavia F2.0).....	45
Şekil 3.13. Üniversal test cihazı.....	45
Şekil 3.14. Test cihazına konulan örneğin görüntüsü.....	46
Şekil 4.1. Test gruplarına ait makaslama bağlantı değerlerinin dağılımı.....	49
Şekil 4.2. Farklı temizleme yöntemleri sonrası oluşan elektron mikroskobu görüntüleri.....	54
Şekil 4.3. Farklı temizleme yöntemleri sonrası dentin yüzeyinde oluşan elementsel dağılım.....	56

Şekil 4.4. Test gruplarına göre kırılma tiplerinin dağılımı.....58

Şekil 4.5. Kırılma tiplerine ait stereomikroskop görüntüleri.....59



TABLolar DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan simanlar.....	34
Tablo 4.1. Test gruplarına ait makaslama bağlantı dayanımı değerleri ve Kruskal Wallis-H Testi sonuçları.....	48
Tablo 4.2. Kırılma tiplerinin çalışma gruplarına göre dağılımı.....	57



1. GİRİŞ

Sabit protetik restorasyonların uzun ömürlü ve klinik olarak kabul edilebilir olmasını belirleyen etkenlerin başında diş preparasyonunun dizaynı, diş yüzeyinin hazırlanması, kullanılan yapıştırıcı simanlar ve daimi restorasyonun uyumu gibi faktörler gelmektedir.¹

Sabit protetik tedavilerde daimi restorasyonun üretimi için geçen süre boyunca prepare edilmiş dayanak dişteki hassasiyeti, enfeksiyonu ve diş hareketlerini önlemek amacıyla geçici simanlarla simante edilen geçici protezlere ihtiyaç duyulmaktadır. Bu amaçla geçici simantasyon materyali olarak çinko oksit öjenol içeren veya içermeyen geçici simanlar kullanılmaktadır. Ancak daimi restorasyonun simantasyonundan önce geçici siman artıklarının prepare edilmiş diş yüzeyinden uzaklaştırılması daimi simantasyonun başarısı için önem arz etmektedir.^{2,3}

Geçici siman artıklarının prepare edilmiş diş yüzeyindeki varlığı ıslanabilirliği, dentin geçirgenliğini ve kullanılacak olan bağlayıcı ajanların temas açısını değiştirebilmektedir.⁴⁻⁶ Geçici siman artıklarını uzaklaştırmak için mekanik ve kimyasal olmak üzere farklı temizleme yöntemleri bulunmaktadır. Klorheksidin glukonat, etanol, etil asetat ve aseton kimyasal olarak kullanılan temizleme ajanlarıdır.⁷ Mekanik olarak ise döner aletlerle birlikte pomza veya mikropartikül abrazyonu uygulanmaktadır.⁸ Kimyasal ajanlar dentinin sadece yüzeyel tabakasını etkilediğinden, genellikle mekanik temizleme yöntemleri ile birlikte kullanılırlar.¹ Mekanik ve kimyasal temizleme yöntemlerinin yanında Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerleri, dentin yüzeylerinin temizliğinde alternatif bir yöntem olarak kullanılmaya başlanmıştır.⁷ Farklı temizleme yöntemlerinin uygulanması smear tabakası üzerinde ve geçici siman artıklarının uzaklaştırılmasında farklı sonuçlara neden olur.^{1,7,8}

Günümüzde, adeziv rezin simanlar mikromekanik bağlantıyı sağlamak için dentin tübülleri ve açığa çıkan kollajen ağının içerisine penetre olur. Kimyasal olarak bağlantı dayanımının yüksek olması, ağız sıvılarındaki düşük çözünürlüğü ve kalan dental dokuları güçlendirmesi rezin simanların kullanım alanlarını oldukça arttırmıştır.² Buna karşın, uygulama basamaklarının çokluğu ve teknik hassasiyeti rezin simanların en büyük dezavantajlarıdır.^{2, 8}

Bu çalışmanın amacı, iki farklı geçici siman uygulanmış dentin yüzeylerinde yapılacak farklı siman temizleme işlemlerinin rezin-dentin bağlantısına etkisini araştırmaktır.

Çalışmanın hipotezi, geçici siman artıklarının dentin yüzeyinden Er:YAG lazer ile temizlenmesi sonucu total etch ve self etch rezin simanların dentin üzerindeki bağlantı dayanımı değerlerinin, diğer temizleme yöntemleri sonrası oluşan bağlantı dayanımı değerlerine göre arttıracığı yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Simanlar

Dental simanların temel görevi restorasyon ile prepare edilmiş diş dokusu arasındaki siman boşluğunu doldurmak ve fonksiyon sırasında restorasyonu mekanik olarak kilitleyerek yerinden çıkarıcı hareketleri önlemektir. Yapılacak olan restorasyonun kullanım süresine göre simanlar daimi ve geçici simanlar olarak sınıflandırılmaktadır.^{1,9}

Geçici simanlar, daimi restorasyon tamamlanana kadar geçici restorasyonun ağız içerisinde görevlerini devam ettirebilmesi için kullanılır. Geçici restorasyonların tedavi aşamalarında kolaylıkla dayanak diş üzerinden uzaklaştırılabilmesi için geçici simanların genellikle düşük sertlikte olması gerekir.¹⁰

Dental simanların kullanımını 1878 yılında Fletcher tarafından silikat simanların geliştirilmesiyle başlamıştır.¹⁰ Silikat simanlar, alümina-silika cam ve fosforik asitten oluşmaktadır. Silikat simanların en büyük avantajı cam fazdan yavaşça flor salınımı yapmasıdır. Silikat simanların bu avantajına rağmen kimyasal yapısında zamanla bozulmalar olması, renklenmesi, translüsensi kaybına uğraması ve mekanik özelliklerinin yetersizliliği yeni siman arayışlarını gündeme getirmiştir.¹⁰ Bu doğrultuda poliakrilik asitin dental simanların içeriğine katılması ile birlikte önce çinko polikarboksilat simanlar sonra cam iyonomer simanlar ve son olarak rezin ve hibrit iyonomer simanlar geliştirilmiştir.¹¹

Günümüz diş hekimliğinde; özellikle adezyon konusundaki gelişmeler adeziv simantasyon uygulamalarına olanak sağlamıştır.⁷ Bunun sonucu olarak kullanılan malzemenin çeşitliliği artmış ve malzeme seçimi daha fazla önem kazanmıştır.¹²

Dişhekimliği uygulamalarında kullanılan simanlar matriks yapılarına göre yapılan sınıflandırmalarında 5 farklı grupta toplanırlar:¹¹

- 1) Fosfat esaslı simanlar
- 2) Fenolat esaslı simanlar
- 3) Çinko polikarboksilat esaslı simanlar
- 4) Polikarboksilat ve dimetakrilat kombinasyonları
- 5) Rezin simanlar

2.1.1. Fosfat Esaslı Simanlar

2.1.1.1. Çinko Fosfat Siman

Çinko fosfat siman kısa sürede oluşan yüksek dayanıklılığı sayesinde uzun yıllardan beri kullanılan en eski dental simandır.¹³ Toz-likit şeklindedir. Toz; %90'ı çinko oksit, geri kalanı magnezyum oksit, silisyum dioksit, bizmut trioksit, baryum oksit ve kalsiyum oksit; likit ise % 45-64 fosforik asit, % 30-55 su, % 2-3 alüminyum fosfat ve % 0-9 çinko fosfat içeren bir fosforik asit solüsyonudur.¹⁴

Çinko fosfat siman asit-baz reaksiyonu ile sertleşir. Fiziksel özellikleri toz-likit oranı, karıştırma sıcaklığı ve su içeriği gibi etkenlere karşı oldukça hassastır. Diğer simanlarla karşılaştırıldığında baskı dayanımı daha yüksek olmasına rağmen çekme dayanımı oldukça düşüktür.⁹

Likitinde bulunan fosforik asit nedeniyle pH değeri çok düşüktür ($pH < 4$). Siman ilk karıştırıldığında pH değeri 1 ile 2 arasındadır. Karıştırıldıktan 1-2 saat sonra pH nötr hale gelmektedir. Bu nedenle uygun olmayan oranlarda karıştırılırsa ilk uygulandığı anda pulpal dokular için zararlı etkileri ortaya çıkabilmektedir.¹⁵

2.1.1.2. Modifiye Çinko Fosfat Siman

Bu simanlar, çinko fosfat siman ile silikat simanın birleşimidir. Simanın şeffaf yapısı, flor salınımı ve dayanıklılığı içeriğindeki silikat cam ile sağlanır. Ağız sıvılarıyla teması sonucu flor salınımına bağlı olarak antikaryojenik özellik gösterirler. Ancak çinkofosfat simana göre daha yüksek asiditeye sahip olduğundan, vital dişlerde daha

fazla hassasiyet problemlerine neden olmaktadır. Bu simanın uygulanacağı vital dişlerde pulpanın korunması gerekmektedir.¹⁵

2.1.2 Fenolat Simanlar

2.1.2.1. Çinko Oksit Öjenol Simanlar

Çinko oksit öjenol simanlar asit-baz reaksiyonu ile sertleşen ve geçici simantasyon amacıyla kullanılan bir simandır. Genellikle piyasada iki pat şeklinde bulunur. Hazırlanması sırasında bu iki pat uygun oranlarda, patın rengi homojen olana kadar karıştırılır.¹³

Çinko oksit öjenol simanın avantajları; pulpa üzerindeki analjezik, antiseptik özelliği ve iyi bir örtücü özelliğine sahip olmasıdır. Simanın dezavantajları ise; sertliklerinin ve abrazyona karşı dirençlerinin düşük olması ile ağız sıvıları tarafından kolaylıkla hidrolize edilebilmesidir.¹¹

2.1.2.2. Güçlendirilmiş Çinko Oksit Öjenol Simanlar

Bu simanların içeriğinde çinko oksit tozuna ek olarak doğal veya sentetik reçineler (polimetakrilat, cam reçineler) ve hızlandırıcılar bulunur. İçeriğindeki reçineden dolayı çözünürlükleri çinko oksit öjenol simanlara göre daha azdır.¹¹

2.1.2.3. Orto Etoksibenzoik Asit (EBA) Simanlar

EBA simanlar, çinko oksit öjenol simanın özelliklerini geliştirmek için üretilmişlerdir. Avantajları; pulpada daha az irritasyona neden olması, kolay çalışılabilmesi, uzun çalışma süresi ve akışkanlık özelliğinin iyi olmasıdır. Ancak kırılganlıkları ve yüksek çözünürlükleri sebebiyle daimi simantasyonda kullanılmazlar.¹⁰

2.1.2.4. Kalsiyum Hidroksit Salisilat Simanlar

Genellikle iki pat şeklinde kullanılırlar. Kalsiyum hidroksit çözüldüğünde oluşan OH⁻ iyonları bakterisid özellik gösterirken, Ca⁺ iyonları ise bakteri enzimlerini

bloke eder. pH'nın yüksek olması asitleri nötralize eder ve dentin üzerine uygulandığında sekonder dentin oluşumuna katkı sağlar. Kolay kullanımları ve açık pulpa ile çürük dentin üzerindeki olumlu etkilerine karşın yüksek çözünürlüğe sahip olmaları, kalsiyum hidroksitin daimi siman olarak kullanımını sınırlandırmıştır.^{11,16}

2.1.3. Polikarboksilat ve Dimetakrilat Simanlar

2.1.3.1. Çinko Polikarboksilat Simanlar

Diş dokularına adezyon özelliği bulunan ilk siman olarak polikarboksilat simanlar geliştirilmiştir. Metal ve metal-seramik restorasyonlara iyi uyumu sayesinde daimi simantasyon işlemlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır.¹⁷

Toz-likit şeklindedirler. Toz; ağırlıklı olarak çinko oksit, magnezyum oksit, likit ise poliakrilik asitten oluşur. İtakonik asit ve tartarik asit de uzun saklama koşullarında likiti stabilize etmek için kullanılır.¹² Toz içeriğe magnezyum oksit yerine kalay oksit ilave edilmesi simanın dayanıklılığını artırır ve sertleşme süresinin istenilen şekilde ayarlanabilmesine yardımcı olur. Simana ilave edilen kalay florür ilavesi ise mekanik özelliklerinin geliştirilmesinin yanında flor salınımı yapmasını sağlar.¹¹

Çinko fosfat simanla karşılaştırıldığında baskı direnci daha düşük, çekme direnci ise daha yüksektir. Polikarboksilat simanın çözünürlüğü çinko fosfat, silika fosfat ve cam iyonomer simanlardan daha düşüktür.¹⁰ İlk karıştırıldıklarında çinko fosfat simandan daha asidik yapıda olmalarına karşın polikarboksilat simanın pH değeri hızla artar. Ayrıca poliakrilik asit gibi büyük organik asit moleküllerinin dentin kanalları içine girişi çok az miktarda olur. Bu nedenle, siman içeriğine karşı pulpada herhangi bir reaksiyon oluşmaz.^{15,18}

Çinko polikarboksilat simanların çiğneme kuvvetleri sırasında plastik deformasyona uğrama riskleri vardır. Bu nedenle çok üyeli sabit restorasyonlarda

özellikle oklüzal kuvvetlerin fazla olduğu bölgelerde dikkatli kullanılmaları gerekmektedir.¹²

2.1.3.2. Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer siman, tozu aktif olmayan florealüminosilikat camdan, likidi ise poliakrilik asit gibi karboksilik asitin polimer veya kopolimerlerinden oluşan, su bazlı, self adeziv bir restoratif materyaldir.¹⁰

Cam iyonomer simanlar, dental dokulara hem kimyasal hem de fiziksel olarak bağlanırlar. Fiziksel bağlanma mikromekanik tutunma ile olurken kimyasal bağlanma siman ile diş dokusundaki kalsiyum iyonları arasında oluşur.⁹

Cam iyonomer simanların fiziksel özellikleri, simanın hazırlanması sırasındaki toz-likit oranına, poliakrilik asit oranına ve cam partiküllerinin büyüklüğüne bağlı olarak farklılıklar gösterir. Cam iyonomer simanın yüksek dirence sahip olabilmesi için sertleşmenin erken evrelerinde nemden korunması gerekmektedir.¹⁹

Bu simanların en önemli özelliklerinden biri de flor salınımı yapmalarıdır. Flor salınımı, cam iyonomer simanlara karyojenik özellik kazandırır. Minenin cam iyonomer simandan aldığı florun salınımı restorasyon desimante olsa bile 6 ay daha devam eder.¹⁵

2.1.3.3. Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

Toz-likit, pat veya kapsül şeklindedir. Toz, florealüminosilikat cam, likit ise metakrilat gruplarla modifiye edilmiş polikarboksilik asit solüsyonu olan HEMA içerir.¹⁹

Karıştırıldıktan sonra metakrilat gruplarının polimerizasyonu (kimyasal veya ışıkla) hızlı bir şekilde başlar ve cam iyonomer aşaması olan asit-baz reaksiyonu daha yavaş bir şekilde devam eder. Polimerizasyonun hızlı başlaması erken dönemde neme karşı hassasiyetin azalmasını ve bağlantının daha hızlı gelişmesini sağlar.¹³

Baskı ve gerilim dayanımları çinkofosfat, polikarboksilat ve cam iyonmer simanlardan yüksek fakat rezin simanlardan düşüktür. Mine ve dentine adezyonu ile flor salınımı geleneksel cam iyonmer simanlara benzerdir. Polimerizasyonları sırasında higroskopik genişmeye uğrama ihtimalleri olduğundan asitlemeye karşı duyarlı tam seramik restorasyonların ve postların simantasyonunda kullanılmamalıdır.⁹

2.1.4. Kompozit Rezin Simanlar

İlk olarak 1973 yılında Rochette tarafından geliştirilen rezin simanlar, genellikle bir organik polimer matriks içerisinde dağılmış inorganik doldurucu ve partiküller ile bu iki yapıyı birbirine bağlayan ara fazdan oluşur.²⁰ Rezin simanlar, içeriklerindeki daha düşük doldurucu yapı ve viskoziteyle restoratif kompozitlerden ayrılırlar.^{10, 21}

Organik matriks sıklıkla yüksek molekül ağırlıklı Bis-GMA, UDMA ve Bis-EMA' nın viskoziteyi dengelemek adına daha küçük moleküllerle (DEGDMA, TEGDMA) kombinasyonundan oluşur.¹⁰

İnorganik matriks; kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, yterbium, cam, baryum alüminyum silikat gibi partiküllerden oluşur. İnorganik matriks, organik matriksin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirir. Doldurucu partiküllerin boyutları arttıkça organik matriks oranı azalır. Bunun sonucu olarak; ısıl genişleme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi azalır, dayanıklılık ve rezin simanın film kalınlığı artar.²²

Ara faz; organik ve inorganik fazları birbirine bağlayan; metakriloksipropil trimetoksi silan olarak adlandırılan vinil-silan türevidir. Silan bağlayıcı ajanlar organik matriksin metakrilat grubuyla kovalent bağ kurarken, doldurucuların yüzeyindeki su ve hidroksi gruplarıyla ester bağları oluştururlar. Rezin ve partikül ara yüzeyi boyunca suyun geçişini engelleyerek rezin simanın çözünürlüğünü ve su emilimini azaltırlar.²²

Günümüzde rezin simanlar yüksek gerilme ve baskı dayanımları sayesinde klinisyenler tarafından sıklıkla kullanılmaktadır. Özellikle, tam seramik ve post-kor restorasyonlar ile retansiyon ve rezistans formu tehlikeye girmiş restorasyonlarda kullanışlı olduğu gösterilmiştir.²³ Resin simanların en önemli dezavantajları ise teknik hassasiyet gerektirmeleri ve maliyetlerinin yüksek olmasıdır.¹³

Resin simanlarda polimerizasyon serbest radikal polimerizasyonu ile başlar ve doldurucu partiküller içeren yoğun çapraz bağlı yapının oluşumuyla sonuçlanır.¹⁰ Resin simanlar polimerizasyon şekillerine göre kimyasal yolla (self-cured), ışıkla (light-cured) ve hem kimyasal hem de ışıkla (dual-cured) olmak üzere üç gruba ayrılırlar.⁹

Kimyasal yolla polimerize olan resin simanlar, tutuculuğu zayıf metal restorasyonlar, endodontik postlar ve ışığın ulaşamayacağı kalın veya opak olan (zirkonyum oksit içeren) tam seramik restorasyonlarda kullanılır. Polimerizasyonu sağlamak için içeriğinde benzoil peroksit bulundururlar.²⁴

Işıkla polimerize olan resin simanların en önemli avantajları çalışma zamanlarının uzun ve renk stabiliteilerinin iyi olmasıdır. Ancak bu tip simanların kullanım alanı ışık kaynağının ulaşabileceği cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonlar ile sınırlıdır. Işıkla polimerizasyonu sağlamak için içeriğine üçüncü dereceden amin olan kamforokinon eklenmiştir.^{10,24}

Dual yolla polimerize olan resin simanlar ışık geçirgenliğinin yetersiz olduğu durumlarda kullanılır ve ışığın ulaşamadığı bölgelerde tam polimerize olamayan yapı kimyasal olarak da polimerizasyonuna devam eder. Kimyasal polimerizasyonunun tamamlanma süresi yaklaşık olarak 24 saattir.

Resin simanlar adeziv sistemlerine göre etch-and-rinse, self-etch ve self-adeziv olarak üç gruba ayrılır.²⁴ Etch-and-rinse ve self-etch sistemler rezinin uygulanmasından

önce dentin yüzeyinde belirli işlemler gerektirirler. Self-adeziv rezin simanlarda ise ayrı olarak uygulanan asitleme, primer ve bonding aşamaları bulunmaz.

2.1.4.1. Etch-and-Rinse Rezin Simanlar

Etch-and-rinse rezin simanlar, klinik olarak en çok güvenilir ancak teknik olarak en karmaşık simanlardır. Bu simanlar, asit, primer ve bonding olarak üç aşamada uygulanabildiği gibi asit uygulandıktan sonra primer ve bonding ajanlarının bir çözücü içerisinde tek bir şişede bulunduğu iki aşama şeklinde de uygulanabilmektedir. Asit genellikle %30-40 oranında fosforik asitten oluşur. Asitin mineye 30 saniye, dentine 15 saniye uygulanması yeterlidir. Asit uygulaması smear tabakasını ortadan kaldırır ve intertübüler dentini 5-10 µm derinliğinde demineralize eder. Böylece dentinde bulunan tip 1 kollajen açığa çıkar. Hidrofilik primer monomerleri, genellikle etanol, aseton veya su içerisinde çözülmüş şekilde bulunurlar. Bu monomerler demineralize olmuş dentine penetre olarak hidrofilik özellikteki dentinle hidrofobik olan rezin arasında köprü görevi görürler.^{10,24}

2.1.4.2. Self Etch Rezin Simanlar

Kendinden asitli primer ve bonding ajanının uygulanması şeklinde iki aşamalı uygulanabileceği gibi, tüm aşamaların bir araya getirilmesiyle tek aşama şeklinde de uygulanabilir. Bu tip rezin simanlarda teknik hassasiyetin azaltılması ve oluşabilecek hataların en aza indirilmesi amaçlanmıştır. Bu nedenle self-etch rezin simanlar klinisyenler tarafından tercih edilse de, mine yüzeyine etch-and-rinse sistemlerine göre daha zayıf bağlandıkları gösterilmiştir.^{4,10,24}

2.1.4.3. Self Adeziv Rezin Simanlar

Self-adeziv rezin simanlar en son geliştirilmiş rezin siman grubu olup dentine bağlanma için asit, primer ve bonding aşamalarını gerektirmezler. İçerisinde bulunan fosforlanmış dimetakrilat monomerleri mine ve dentini demineralize ettikten sonra

demineralize olmuş bölgeye infiltre olmaktadırlar. Polimerizasyonun başlangıcında asidik olan rezin simanın uzun dönem stabilitesinin devamlılığı için pH nötral seviyeye getirilmelidir. Bu nötralizasyon işlemi cam iyonmerlerdeki gibi florealuminosilikat cam ile sağlanır ve bu şekilde siman florür iyonu salınımı özelliği de kazanmış olur.^{10,23}

2.2. Adeziv Sistemler

Adezyon, Latince '*adhaerere*' (yapışmak) kelimesinden gelmektedir ve birbiri ile tam temas durumundaki farklı türden iki materyalin molekülleri arasındaki çekim kuvveti olarak tanımlanır.²⁵ Yüzeyler arasındaki çekim kuvveti aynı türden moleküller arasında olursa *kohezyon* olarak tanımlanır. Adezyonu sağlamak için iki materyali bir araya getirerek bağlantıyı sağlayan ara yüzeye *adeziv*, adezivin uygulandığı malzemeye ise *adherent* adı verilir.¹²

Günümüz diş hekimliğinde dental dokular ile oluşan adezyon, önemli bir araştırma kaynağı olmuştur. Kaybedilen diş dokuları geri kazanılmaya çalışılırken, estetiğin, fonksiyonun ve biyolojik uyumun da optimum düzeyde sağlanması için araştırmalar yapılmaktadır.²⁶ Yapılan çalışmalar, rezin simanların mine ve dentin dokusuna etkili biçimde bağlanmasını sağlayacak adeziv sistemlerin geliştirilmesi üzerine yoğunlaşmıştır.²⁵ İlk olarak Buonocore²⁷ mineye asit uygulanmasının bağlantıyı arttırdığını göstermiştir. Bunun yanında dentinin asit ile pürüzlendirilmesi, dentin yapısının tübüller aracılığıyla pulpa ile bağlantılı olması nedeniyle uzun yıllar kullanılmamıştır.²⁸

Adezyon fiziksel, kimyasal ve mekanik olmak üzere üç farklı şekilde meydana gelir. Fiziksel adezyon, Van der Waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında oluşan zayıf bir bağlantıdır. Kimyasal adezyon iyonik bağlar, kovalent bağlar ve hidrojen bağları ile oluşur. Farklı yapıdaki yüzeylerin atomları arasında oluşan sınırlı ve zayıf bir bağlantıdır. Mekanik adezyon ise

düzensiz yüzeyler arasındaki güçlü kilitlenmelerdir. Geometrik ve reolojik etkenler bu kilitlenmede ana rol oynarlar. Yüzey pürüzlülüğü veya mikroskobik pörözitenin neden olduğu mekanik bağlanma geometrik etkenlere, materyalin akışkanlığı ile bir çıkıntı etrafına akması ve büzülerek tutunması ise reolojik etkenlere örnektir.²²

Adezyonun başarılı olması için hangi türden olduğuna bakılmaksızın sağlanması gereken bazı özel koşullar vardır. Bunlar; yüzeylerin temizliği, yüzeylerin ıslanabilirliği, adeziv viskozitesi, adherentin yüzey özellikleri ve pürüzlülüğüdür. Bu etkenlerin doğru bir biçimde sağlanması, adeziv ile adherentin bağlantısını arttırmaktadır.¹⁰

Dental adezivlerin adezyon kapasitesi iki yönlü bağlantı ile gerçekleşir. İlk olarak adeziv mineye veya dentine bağlanır. İkinci olarak adeziv kompozit materyali veya simanı kendisine bağlar. İkinci bağlanma oksijen inhibisyon tabakasındaki artık ikili bağların (- C = C-) kopolimerizasyon süreci ile bağlanmasıyla oluşur. Mineye veya dentine olan bağlantının bilinen en önemli özelliği mikromekanik bağlantıdır. Difüzyon ve kapilarite mikromekanik bağlantıyı sağlayan ana özelliklerdir. Mikroskobik olarak bu işleme hibridizasyon, oluşan bu tabakaya da hibrit tabaka denir.^{26,29}

Çoğu dental adeziv aynı yapı içerisinde hidrofilik ve hidrofobik monomerler içerir. Hidrofilik monomerler mine ve dentinin nemlendirilmesini artırırken, hidrofobik monomerler restoratif monomerler ile etkileşime girerek kopolimerizasyon oluştururlar. Vital dentinin yapısının nemli olması nedeniyle tam olarak kurutulması klinik olarak imkansızdır.³⁰

Adeziv ile kompozit materyali arasındaki uyumlu kovalent bağı sağlamak için, dental adezivler yapılarında rezin monomerler içerirler. İçerdikleri bu rezin monomerler kompozit materyalindeki rezin monomerler ile benzerlik gösterir. Restoratif kompozit

materyallerine benzer şekilde, adezivin yapısındaki polimerize olan rezin, yapısal bütünlüğü ve mekanik dayanımı sağlayan omurga olarak işlev görmektedir.¹⁰ Genel olarak, adezivlerin içeriğinde çapraz bağlı ve fonksiyonel olmak üzere iki farklı monomer bulunmaktadır.¹¹ Fonksiyonel monomerler daha çok bir polimerize olabilen grup içerirken, çapraz bağlı monomerler iki veya daha çok polimerize olabilen grup içerirler.²⁶

Döner aletlerle veya el aletleriyle dental dokuların preperasyonu sırasında diş yüzeyinde oluşan 1–2 µm kalınlığındaki artıklardan oluşan yapıya smear tabakası adı verilir.³¹ Smear tabakasının içeriğini çalışma esnasında açığa çıkan ısı miktarı ve işlem sırasındaki plastik/elastik deformasyon belirler.³² Asit, dentindeki smear tabakasını kaldırmak için iyi bir ajan olarak gösterilmiştir.³¹ 15 saniye boyunca %37' lik fosforik asit uygulanması ile smear tabakası kaldırıldığında, smear tabakasının bütün mineral içeriği ve altındaki 5 µm derinliğindeki mineralize dentin tabakası çözünür ve tip 1 kollajen ağı ortaya çıkar.^{31,32}

Dentinin serbest yüzey enerjisi mineye göre daha düşüktür.¹⁰ Ağız içinde dentin yüzeyi mine yüzeyine göre adezivin ıslatmasını yetersiz kılan ağız sıvıları ile daha fazla kontamine olur.²² Bu nedenle adezyonun sağlanabilmesi için düşük yüzey enerjili smear tabakasının diş yüzeyinden tamamen temizlenmesi veya kullanışlı hale getirilmesi gerekmektedir.^{10,31}

2.2.1. Minenin Yapısı ve Adezyon

Mine, en fazla kalsifiye olmuş doku olarak dişin sert dış yapısını oluşturur ve dişi çiğneme nedeniyle oluşan aşınmalara karşı korur. Ortalama olarak ağırlıkça % 96 inorganik yapıdan, % 1 organik yapıdan ve % 4 sudan oluşur. İnorganik kısım hidroksiapatit kristallerinden, organik kısım ise kollajenden oluşur. Sağlıklı mine yüzeyi düzgün bir yapıya sahiptir ve yüzeyi pürüzsüzdür. Mine dokusunun mikromekanik

bağlantıya uygun hale gelmesi için ortofosforik asitle pürüzlendirilerek yüzey alanının artırılması gerekmektedir.¹⁰ Fosforik asit, mine yüzeyindeki smear tabakasının kaldırılmasında, mine yüzey enerjisinin artırılmasında ve inorganik hidroksiapatitin demineralize olup yüzeyde mikroporoziteler oluşturulmasında etkin bir ajandır.^{33,34}

Minenin asitlenmesi ile kaldırılan doku miktarı; asitin tipine, asitin konsantrasyonuna, uygulanma zamanına ve mine dokusunun kimyasal yapısına bağlıdır.³³ Morfolojik çalışmalara göre; self-etch primerlerin fosforik asit ile yapılan demineralizasyondan farklı olarak daha yüzeysel bir aşındırma oluşturduğu gösterilmiştir.^{35,36}

Total-etch adezivlerde ise mineye bağlantı iki farklı basamak içerir. Birinci basamak, mine yüzeyinde mikro gözenekler yaratan kuvvetli bir asit uygulayarak yüzeyin pürüzlendirilmesidir. İkinci basamak, polimerize olan rezinin yüzeyde oluşan bu porozitelerin içerisine penetrasyonu yani hibridizasyonudur.³³

2.2.2. Dentinin Yapısı ve Adezyon

Dentin; % 45 inorganik yapı (hidroksiapatit kristalleri), % 30 organik yapı (tip 1 kollajen yapı) ve % 25 sudan meydana gelmektedir.¹¹

Dentin dokusu katı ve poröz fazlardan oluşan, mineye göre daha karmaşık bir yapı gösterir. Dentinin poröz yapısı, pulpadan ışınal doğrultuda çıkan ve içi dentin sıvısı ile dolu dentin tübüllerini içerir. Bu tübüller birkaç mikron veya daha küçük çapta olup, pulpa dokusundan odontoblastik hücreler ile ileti sağlarlar. Dentin tübül çapları yaklaşık olarak pulpaya komşu olan alanlarda 2.5 µm, mine- dentin birleşimi bölgesinde 0.9 µm olarak ölçülmüştür.^{31,37}

Dentin tübülleri, peritübüller dentin adı verilen 0.5-1 µm çapında hipermineralize dentin dokusu ile çevrelenmiştir. Peritübüller dentin bölgeleri arasında daha az mineralize ve daha fazla organik kollajen fibriller içeren intertübüller dentin

mevcuttur. Adeziv sistemler intertübüler dentine peritübüller dentinden daha iyi bağlantı sağlamaktadır.³⁵ Pulpa dokusuna yakın derin dentin yüzeylerinde, adezyon için uygun olan intertübüler dentin oranının düşük olması, su içeriğinin yüksek olması ve birim alandaki tübül sayısının fazla olması adezyona engel olabilmektedir.^{10,25}

Dentinin asit ile demineralizasyonu sonucu kollajen ağı ortaya çıkar. Bu ağın üzerine yerleştirilen düşük viskoziteli monomerler rezin-dentin interdifüzyon bölgesi oluşturmak için demineralize olan bölgeye yayılır. Polimerizasyon sırasında fibrillerin rezin ile bağlantısından sonra hibrit tabakası oluşur. Hibrit tabakasının oluşması çoğu adeziv sistem için ilk bağlanma mekanizması olarak gösterilir.³⁷

Günümüz adeziv dişhekimliğinde; dentinin demineralizasyonu ve kollajen ağının ortaya çıkması, rezin monomer ve dentin arasındaki mikromekanik bağlantıyı oluşturmak için kritik bir basamaktır.³⁸ Dentin yüzeyi uygulanan lokal tedaviler ile hidrofobik, organik, geçirgen ve aside dayanıklı hale gelir.³²

2.2.3. Hibrit Tabaka

Dentin dokusundan kollajen ağını değiştirmeden mineral tabakasının çıkarılması ve minerallerin bıraktığı boşluklarda adeziv rezinin polimerize olması, rezinin dentin ile olan bağlantısında temel olan iki önemli olaydır.³⁷ Bu olayın sonucu olarak hibrit tabaka meydana gelir. İdeal hibrit tabaka adeziv ve dentin dokusu arasında bütün olarak devam eden 3 boyutlu polimer/kollajen ağı ile sağlanır.³¹

Hibrit tabakanın oluşması, rezin monomerlerinin dentinin demineralize olması ile açığa çıkan kollajen fibrilleri arasına infiltrasyonu sonrası oluşan yerinde bir polimerizasyondur.³⁴ Hibrit tabakanın kalınlığı adezyonun başarısı için zorunlu bir durum değildir.³⁵ Adezyon, rezin ve kollajen yapı arasındaki kaliteli kilitlenme ile daha başarılı hale gelir.²⁹ Dentin yüzeyinin asitleme süresinin arttırılmasının daha güçlü bir bağlantı sağlamadığı gösterilmiştir.³⁷ Eğer asitleme gerekenden daha uzun süre yapılırsa

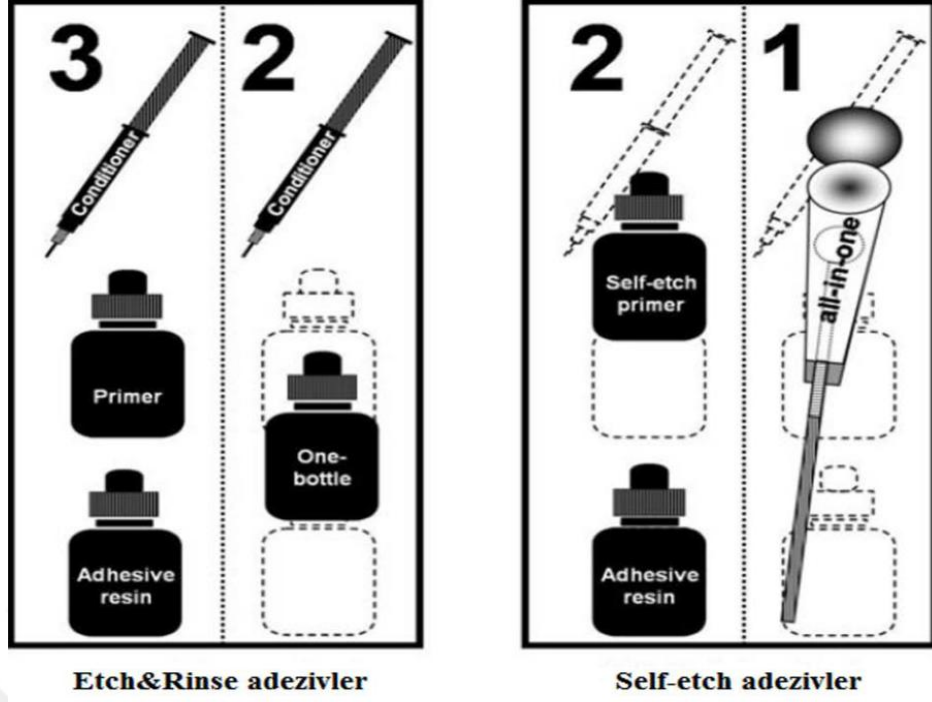
demineralize olmuş alan daha derin dentin bölgelerine doğru ilerler ancak rezin oluşan bu boşlukları dolduramaz.²⁹ Bu boşluklar bağlantının mekanik olarak daha zayıf olmasına neden olur.¹⁰

Hibrid tabakanın klinik olarak uzun ömürlü olabilmesi, belirli fiziksel ve kimyasal faktörlerin etkisi altındadır.³⁹ Oklüzal ısırma kuvvetleri ve ısı değişikliğine bağlı olarak tekrarlayan kontraksiyonlar ve genişlemeler fiziksel olarak dentin ile rezin arasındaki stabiliteyi etkiler.²⁹ Kimyasal olarak dentin sıvısında, tükürükte, yiyecek ve içeceklerde bulunan asidik ajanlar ve bakteriyel içerikler de dentin ile rezin arayüzünde kollajen fibrillerin ve rezin içeriğinin bozulmasına neden olur.³⁹

Hacim olarak doğal dentinin yapısı %50 mineral, %30 kollajen ve %20 sudan oluşurken, demineralize dentin %30 kollajen ve %70 sudan oluşur.⁴⁰ Mineral yapının uzaklaştırılması ile birlikte kollajen fibriller su içerisinde askıda kalır. Oluşan bu önemli demineralizasyon tabakası hava spreyi ile kurutulduğunda kollajen yapı çöker. Çöken kollajen ağında porozite azalarak bariyer görevi yapar davranır ve demineralize dentine doğru olan rezin penetrasyonu engellenir. Çöken kollajen tabaka adeziv ile dentin arasında oluşacak bağlantıyı tehlikeye atar.^{31,40}

2.2.4. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Günümüzde kullanılan adeziv sistemler farklı bağlantı stratejileri ile diş dokularıyla etkileşim halindedir (Şekil 2.1). Bunlardan etch-and-rinse sistemleri, dentin adezivin kullanmadan önce smear tabakasının tamamen kaldırılmasını esas alır. Self-etch sistemleri ise smear tabakasının bağlantı için altyapı olarak düzenlenmesini içerir.^{34,41}



Şekil 2.1. Adeziv sistemlerin sınıflandırılması⁴²

İlk yıllarda kullanılan adeziv sistemler genel olarak hidrofobik karakterde olup bağlantı için kuru dental yüzeyler gerektirirdi.⁴⁰ Bu adezivlerin çoğu asidik fonksiyonel monomerler içermediği için smear tabakasını kaldıramaz ve derin bölgelerdeki mineralize dentine ulaşamazdı.⁴³ Bu nedenle bağlantı dayanımları yeni geliştirilen adeziv sistemlere göre oldukça düşüktü.³⁴ Adeziv formülasyonunda yapılan değişiklikler ile daha hidrofilik ve asidik rezin monomerleri geliştirilerek adezivin nemli dentin dokularına olan bağlantı dayanımının geliştirilmesi amaçlanmıştır.⁴¹

2.2.4.1. Total Etch Adeziv Sistemi

Bu sistemler adezyon konusunda altın standart olarak kabul edilir.²⁹ Üç aşamalı etch-and-rinse sistemlerde ilk basamak genellikle fosforik asit uygulaması, ikinci basamak primer uygulaması ve üçüncü basamak bağlayıcı ajan (adeziv rezin) uygulamasıdır. İki aşamalı etch-and-rinse sistemlerde primer ve adeziv rezin basamağı tek aşama olarak uygulanır.³³

Etch-and-rinse sistemlerde su, kollajen ağının porozitesini korur ve bu ağın içine monomer infiltrasyonuna olanak sağlar. Bu Şekilde adezivin bağlantı dayanımı arttırılmıŐ olur. Bu sisteme nemli bağlanma (wet-bonding) adı verilir.³⁰

Aseton, etanol veya su gibi organik çözücülerde çözünmüŐ hidrofilik monomerleri içeren primer uygulanması için, yeterli düzeyde nem kontrolünün yapılması gereklidir. Nem kontrolünün önemli olması nedeniyle bu sistemler teknik hassasiyet gerektirmektedir.³⁴ Asitleme işleme sonrası bol su ile yıkanan mine ve dentin yüzeyleri hava spreyi ile kurutulmamalıdır, steril pamuk peletler yardımıyla sadece nemi alınmalıdır.³⁴ Dentin yüzeyinde bulunan aşırı nem yüzeyde ve hemen altında yer alan pürüzlü yapının su ile kaplanmasına neden olarak hibrit tabakanın oluşumunu olumsuz yönde etkiler. Ayrıca hidrofilik monomerin konsantrasyonu düşer, monomerin su ile yer deđiŐtirmesi zorlaŐır ve sonuç olarak bağlantı kuvveti azalır.⁴⁴ Aseton ve etanol etkili bir Şekilde doku içeriğindeki su ile yer deđiŐtirir ve monomerin demineralize dentine tamamen difüze olmasını sağlar. Aseton yüksek buhar basıncı nedeniyle uçucu bir materyaldir. Bu nedenle en önemli avantajı bağlantı yüzeyinde polimerizasyonu inhibe edebilecek artık solventleri ortadan kaldırmasıdır. Bunun yanında aseton kullanımı veya saklanma koşulları sırasında bağlantı kuvvetini etkileyebilecek Şekilde ŐiŐe içerisindeki monomer konsantrasyonunda deđiŐikliklere neden olabilir.³⁷

Etanol ve su kollajen matriksin kuruması ile oluşacak olan büzülmeyi engelleyen polar sıvılardır. Polar sıvılar kuruyup büzülen kollajen ağının, içerdiği yüksek hidrojen bağlantıları sayesinde tekrardan genişlemesini sağlar.³⁷ Li ve ark.⁴⁴ yaptıkları çalışmada etanol içeren nemli bağlanmanın su içeren nemli bağlantıya göre kimyasal deđiŐimler sırasında daha yüksek bağlantı dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir.

Minenin asitlenmesi güvenilir bir adezyon sağlayabilmek için klinik olarak kabul edilmiş bir prosedürdür.³⁴ Ancak dentinin asitlenmesi çoğu faktörün etkisi ile değişkenlik gösterir.⁴⁵ Bu faktörler dentinin tipi (sklerotik, çürükten etkilenmiş), derinliği ve buna bağlı olarak dentin tübüllerinin dağılımıdır. Dentinin fosforik asit ile asitlenmesi sonucu dentin tübüllerinin girişi huni şeklini alır ve oluşacak olan rezin taglar uzar.³⁴ Resin taglerin uzunluğu, rezinin bağlantı dayanıklılığını önemli ölçüde etkiler. Resin taglerin dentin tübüllerine adaptasyonu iyi değilse, hibrit tabaka ile primer arasında ve kollajen lifler çevresinde nano düzeyde boşluklar oluşur. Hibrit tabakanın poröz yapıya dönmesi rezinin dentine bağlantısını düşüren sızıntı olayını başlatır.⁴⁶

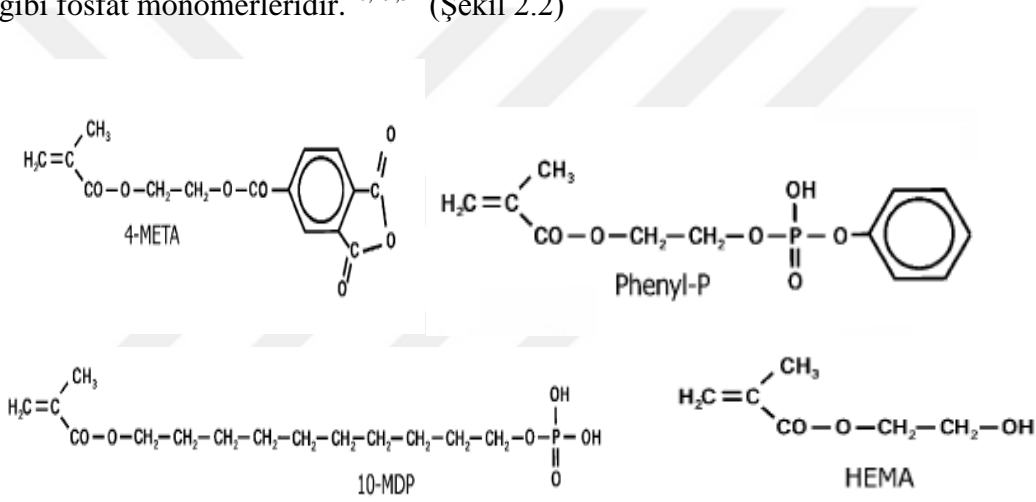
2.2.4.2 Self Etch Adeziv Sistemi

Total etch resin simanların teknik hassasiyet gerektirmesi self etch sistemlerin geliştirilmesine neden olan en önemli faktör olarak gösterilmektedir.³⁷ Self etch sistemlerde ayrı bir asitleme basamağı yoktur, bunun yerine mine ve dentini eş zamanlı olarak demineralize eden ve primerin infiltrasyonunu olanak sağlayan asidik monomerler bulunur.³⁴ Primer, smear tabakasını ve hidroksiapatit kristallerini tamamen ortadan kaldırmaz, kısmen çözünmesine neden olur. Bu nedenle self-etch sistemlerde daha az post operatif hassasiyet meydana gelir.^{34,37} Self-etch sistemler iki aşamalı veya tek aşamalı olarak iki gruba ayrılır. İki aşamalı sistemlerde asitleme ve primer aşaması adezivden ayrıdır. Tek aşamalı sistemlerde ise tüm basamaklar tek bir şişede birleştirilmiştir.^{29,41}

Self-etch adezivler dentin dokusu ile etkileşimlerine göre güçlü self-etch adezivler (pH<1), orta (pH=1.5) ve zayıf (pH>2) olarak sınıflandırılmıştır.^{34,47} Resin-dentin bağlantısının morfolojik özellikleri self-etch adezivin asidik monomerlerinin demineralizasyon yeteneğine bağlıdır.³⁴

Su, asidik grubu iyonlaştırıp, hidroksiapatit ile bağlanan H_3O^+ iyonu oluşturulması için önemli bir bileşendir. Self-etch adezivler genellikle %30-40 oranında su içerirler. Su oranının artırılması asidik monomerin konsantrasyonunu azaltır ve bu durum adezivin bağlantısını düşürebilir.³⁰

Çoğu self-etch adeziv, bağlayıcı özelliklerini arttırmak için uzun fonksiyonel monomerler içerir. Fonksiyonel monomerler diş dokusunun asitlenmesini, monomer penetrasyonunun artmasını ve adeziv ile dental dokular arasındaki kimyasal bağlantıyı sağlar. Genel olarak kullanılan fonksiyonel monomerler 10-MDP, 4-META ve Phenyl-P gibi fosfat monomerleridir.^{26,29,34} (Şekil 2.2)



Şekil 2.2. Bazı fonksiyonel monomerlerin kimyasal formülleri²⁶

Bu monomerler karboksilik ve fosforik gruplar içerdiğinden hidroksiapatit içerisindeki kalsiyum ile iyonik bağ kurabilirler. MDP, dental dokulara kimyasal bağlanmayı sağlayan en önemli monomerlerden biridir ve hidroksiapatit kristalleri ile kısa bir polimerizasyon süresinde (30 saniye) güçlü bir iyonik bağ kurar.²⁶ Phenyl-P'nin kimyasal bağlantı kapasitesi hidroksiapatit ile daha zayıf olan iyonik bağlantı kapasitesi nedeniyle kısmen daha azdır.^{29,34}

Tsuchiya ve ark.⁴⁸ 2004 yılında dentinin MDP içerikli bir self-etch adezivle tedavisi sonrası geleneksel hibrit tabakasından farklı bir tabaka oluştuğunu

göstermişlerdir. Bu tabaka, hibrit tabakanın altında asite dirençli bölge olarak adlandırılmıştır. Bu tabakanın sekonder çürüklerden korunmada, restorasyon marjineri tam olarak kaplamada ve restorasyonun uzun ömürlü olmasında etkili olduğu düşünülmektedir.^{49,50}

HEMA, oldukça ufak bir monomer olmasına rağmen oldukça hidrofilik bir monomerdir. Pek çok adeziv sisteme vizkoziteyi azaltmak ve dentin yüzeyinin ıslanabilirliğini arttırmak için eklenir.²⁹ Dentinin nemli yapıda olması, HEMA'nın dentin tübüllerine difuze olmasını ve kollajen lifler etrafındaki suyla yer değiştirebilmesini sağlar.⁴⁰

Hidrofilik bir ajan olan HEMA, self-etch adeziv sistemlerde bağlantıyı kolaylaştırıcı şekilde hareket eder.³⁴ Bununla birlikte yüksek konsantrasyonlarda kullanılan HEMA adezivin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilmektedir.²⁶ Self-etch adezivlerin bağlanma özelliklerini geliştirmeye yarayan HEMA'nın yapı içerisinde optimum konsantrasyonda bulunması gereklidir. Bu konsantrasyonun aşılması bağlantı dayanımını arttırmadığı gibi damlacık formasyonu oluşturarak bağlantı dayanımının düşmesine neden olabilir.^{29,34}

2.3. Simanların Özellikleri

2.3.1. Mekanik Özellikler

İdeal bir siman, restorasyonun kullanım süresi boyunca çiğneme kuvvetlerine karşı direnç gösterecek mekanik özelliklere sahip olmalıdır.¹⁸ Simanların mekanik özellikleri kapsamında; çekme, baskı, bükülme dirençlerinin yanında yorgunluk direnci de çeşitli şekillerde ölçülerek değerlendirilir.¹⁰ Yorgunluk direnci, malzemelere dayanabilecekleri kuvvetlerin altındaki yüklerin tekrarlı uygulanması ile ölçülür. Prepare edilmiş dişin formu (koniklik açısı, boyu, çapı) ve simana gelen stresler yorgunluk direncini etkiler.¹¹ Yorgunluk, simanlarda kırılmalara neden olur. Bunun

sonucunda mikrosızıntı, bakteri birikimi, çürük, retansiyon kaybı gibi klinik açıdan çok önemli olumsuzluklar ortaya çıkabilir.¹⁰

2.3.2. Film Kalınlığı ve Viskozite

Film kalınlığı, yeni karıştırılan bir simanın, iki düz yüzey arasında 10 saniye süreyle dikey yönde 150 N' luk yük uygulanarak sıkıştırılması ve 10 saniye sonunda iki yüzey arasındaki mesafenin ölçülmesiyle elde edilen değerdir.¹² Simanlar için önemli bir özellik olan film kalınlığı, toz/likit oranı ve simanın toz partikül boyutu ile ilişkilidir.¹⁸

Viskozite, maddenin kıvamı veya moleküllerinin hareketlerini engelleyen sürtünme direnci olarak tanımlanır.¹⁴ Simanların viskoziteleri, çalışma ve sertleşme zamanı üzerinde etkilidir.¹⁰ Simanın film kalınlığı ve toz-likit oranı viskoziteyi etkiler. Ortamdaki sıcaklık artışı da bazı simanların viskozitelerinin artmasına neden olur.¹²

Dental simanlarda film kalınlığının ince olması daha iyi bir simantasyon sağlar. Ayrıca restorasyonun prepare edilmiş diş yüzeyine daha iyi uyumlanmasını ve siman içerisindeki yapısal defektlerin minimuma indirilmesini sağlar. Partikül boyutunun küçüklüğü de film kalınlığının az olmasını sağlar.¹⁴

2.3.3. Çözünürlük

Çözünürlük, simanın sıvı bir ortamda fiziksel özelliklerini kaybederek parçalanıp dağılmasıdır.¹⁸ Ağız sıvılarının restorasyonun açık kalan kole bölgesinden simanla teması sonucu simanda çözünme başlar. Bunun sonucu olarak sabit restorasyon ve dayanak diş arasında aralık oluşur. Ağız sıvılarının bu aralıktan sızması (mikrosızıntı) diş eti iltihabı, çürük ve bunların sonucunda diş kaybına neden olur.¹¹ Rezin simanlar, asit içerikli simanlara göre daha az çözünürlük gösterir.¹⁰

Simanlar ağız içerisinde çözünmeye karşı dirençli olmalıdır. Simanın toz oranı arttırıldığında mekanik özellikleri artar ve çözünürlüğü azalır, ancak çalışma zamanı kısılacağı için klinik şartlarda uygulanması önerilmez.¹⁵

2.3.4. Adeziv Özellikler

Simanlar diş dokularına mekanik ve kimyasal olmak üzere iki yolla bağlanırlar.¹⁷ Yüzeyde kalan herhangi bir artık malzeme kuvvetli bir bağın oluşmasını engeller. Mekanik veya kimyasal bir bağlantı sağlanması için adezivin adherent yüzeyini ıslatabilmesi önemlidir. Adherentin ıslanabilmesi için yüzey enerjisinin adezivin yüzey geriliminden daha yüksek olması gerekmektedir. İyi bir ıslatma için temas açısı 0 (sıfır) dereceye yaklaşmalıdır.¹⁸

2.3.5. Biyolojik Özellikler

İdeal bir siman ağız sıvılarıyla etkileşime girmemeli, toksik ve alerjik reaksiyon göstermemelidir.¹⁴ Simanlar, ağız ortamında tükürükten etkilenmemeli ve pulpaya zarar vermemelidir. Sabit restorasyonlarda görülen en büyük problemlerden biri dayanak dişte çürük oluşmasıdır. Simanların, dayanak dişte çürük oluşumunu ve bakterilerin penetrasyonunu önlemesi gerekir. Pek çok simanın başlangıçta antibakteriyel özellikte olmasına karşın zamanla bu özelliklerini kaybetmektedirler.¹⁵

2.3.6. Estetik Özellikler

Transludent materyaller kullanılacağı zaman simanın rengi ve şeffaflığı restorasyonun son rengini etkiler.¹⁸ Bu, özellikle porselen laminate veneerler için önemli bir durumdur. Rezin simanlar estetik özelliklere sahip yapıştırıcı simanlardır. Çinko polikarboksilat, çinko oksit öjenol ve çinko fosfat simanlar ise opaktır.^{10,15}

2.3.7. Radyopaklık

İdeal bir siman, dişteki çürük bölgesinin ve simantasyon sonrası oluşan siman taşkınlıklarının rahatlıkla tespit edilebilmesi için dentinden daha radyopak olması

gerekmektedir. Bu sebeple bazı rezin simanlar yapısında radyoopaklığı arttıracak dolgu maddeleri içerirler.^{10, 12}

2.4. Siman Temizleme Yöntemleri

Dayanak dişler üzerindeki geçici siman artıkları ve debris diş yüzeyinin asitlenmesini, adeziv sistemin infiltrasyonunu veya rezin monomerlerin polimerizasyonunu engeller.⁵ Geçici siman artıklarının etkili bir şekilde temizlenmesi dentin ile adeziv sistem arasındaki birleşmeyi daha kaliteli hale getirerek bağlantı kuvvetlerinin yüksek olmasını sağlar.¹

Yapılan çalışmalarda dentin yüzeyinde kullanılan temizleme yöntemleri genellikle mekanik ve kimyasal olarak ikiye ayrılır.⁸ Önemli mekanik yöntemler, pomza ve döner aletler ile yapılan temizlik ve alüminyumoksit hava abrazyonudur. Kimyasal yöntemlerin en önemlileri ise klorheksidin diglukanat, sodyum hipoklorit, hidrojen peroksit ve poliakrilik asittir.¹

2.4.1. Mekanik Temizleme Yöntemleri

2.4.1.1. El Aletleri ile Temizleme

Geçici siman artıklarının mekanik olarak temizlenmesi için el aleti olarak genellikle küret, orak scaler ve sond kullanılır.⁵¹

Zortuk ve ark.⁵¹ yaptıkları çalışma sonucunda elektron mikroskopu ile alınan görüntüler sonucunda el aletleri ile temizlenen dentin yüzeylerinde geçici siman artıklarının kaldığını ve el aletleri ile yapılan temizliğin tek başına yetersiz olduğunu bildirmişlerdir.

Chaiyabutr ve Kois⁸ geçici siman artıklarının farklı mekanik yöntemlerle temizlenmesi sonrası rezin simanın bağlantı dayanımını araştırdıkları çalışmalarında, elektron mikroskopu ile alınan görüntüleri sonrası geçici siman artıklarının sadece el aletleri ile temizlenmesi sonucu dentin yüzeyinde görüldüğünü ifade etmişlerdir.

2.4.1.2. Ultrasonik Aletler

Ultrasonik aletler insanların duyma sınırı olan 20 kHz' in üzerinde çalışan aletlerdir. Bu aletlerin çalışma prensibi elektrik enerjisinin hızlı titreşimler halinde mekanik enerjiye dönüşümüne dayanır.⁵³ Ultrasonik hareketler magnetostriktif ve piezoelektrik etkiler ile üretilir. Diş hekimliğinde kullanılan ultrasonik aletler yaklaşık 25-50 kHz frekans aralığındadır.⁵⁴

Taşar ve ark.⁷ farklı dentin temizleme yöntemlerini inceledikleri çalışmalarında ultrasonik bir alet olan Endosolv R' yi kullanmışlar ve Endosolv R kullanılan örneklerde bağlantının, herhangi bir temizleme işlemi uygulanmayan kontrol gruplarına göre daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

2.4.1.3. Kumlama ile Hava Abrasyonu

Alüminyum oksit hava abrazyonunda 27-50 µ boyutundaki alüminyum oksit tanecikleri yaklaşık 5 cm mesafeden kontrollü olarak diş yüzeyine gönderilir. Alüminyum oksit abrazyonu, bağlantı yüzey alanını arttıran pürüzlü ve düzensiz yüzeyler oluşturur ve restorasyonların bağlantı dayanımını artırır.⁸

Santos ve ark.¹ yaptıkları çalışmada alüminyum oksit tanecikleri ile temizlenen dentin yüzeylerinde adeziv simanın bağlantı dayanımının belirgin bir şekilde arttığını ve alüminyum oksit tanecik boyutunun bağlantı dayanımına etki etmediğini göstermişlerdir.

Chaiyabutr ve Kois⁸ alüminyum oksit abrazyonu sonrası bağlantı dayanımını kopma tipine göre değerlendirmişlerdir ve koheziv kopmanın 27 µ boyutundaki alüminyum oksit tanecik abrazyonu ile oluştuğunu, el aleti ve pomza ile temizlenen dentin yüzeylerinde ise genellikle adeziv kopma oluştuğunu göstermişlerdir.

Bioaktif camlar ile yapılan hava abrazyonunda ise 27-53 µ arasındaki cam tanecikleri 5 cm mesafeden diş yüzeyine gönderilir. Alüminyum oksit hava

abrazyonuna göre daha düşük kuvvet uygulaması ve daha yumuşak tanecikler olması nedeniyle mine için daha konservatif bir tedavi şeklidir.⁸

Alüminyum oksit hava abrazyonunun geçici siman artıklarının uzaklaştırılmasında etkili olduğu bildirilse de, hekim ve hasta için daha koruyucu sistemlerin gereksinimi bu sistemin dezavantajları arasındadır.¹

2.4.1.4. Döner Aletler

Düşük devirlerde çalışan angulduruvalar ile kullanılan, dış yüzeyinde mezialden distale veya tam tersi yönde hareket eden aletlerdir. Uygulama hava soğutmalı, su soğutmalı veya soğutmasız sistemler ile birlikte kullanılmaktadır.¹⁰

Tungsten karbid frezler siman artıklarının dış yüzeylerinden uzaklaştırılması için kullanılabilir. Elmas frezler ise tungsten karbid frezlere göre daha agresif kesme özelliğine sahiptir. Bu frezlerin farklı model, büyüklük ve gren çeşitleri vardır. Artık simanların kaldırılmasında çok etkilidirler ancak yüzey pürüzlülüğü açısından çok tercih edilmemektedirler.⁵⁵

Eliades ve ark.⁵⁶ yaptıkları çalışmada tungsten karbid frez ile ultra-fine elmas frezlerin dış yüzeyinde yaptıkları pürüzlülüğü karşılaştırmışlar ve elmas frezler ile temizlenen yüzeyin daha pürüzlü olduğunu belirtmişlerdir.

Zortuk ve ark.⁵¹ yaptıkları çalışmada geçici siman artıklarının farklı mekanik temizleme yöntemleri ile temizlenmesi sonrası rezin simanın dentine olan bağlantı dayanımını araştırmışlardır ve siman temizleme frezi olan Opticlean ile Er:YAG lazerin dentin üzerinde yaklaşık olarak aynı bağlantı dayanımına sahip olduğunu bildirmiştir.

Altintas ve ark.⁵ el aleti ve hava-su spreyi kullanarak farklı geçici simanların temizlenmesini karşılaştırdıkları çalışmada, el aleti ve hava-su spreyi kullanılan temizleme grubunda diğer gruba göre daha yüksek bağlantı dayanımı değerleri bulmuşlardır.

Özellikle anguldruvalara takılan frezler yardımıyla yapılan artık siman temizliği sırasında diş minesine, pulpal dokulara ve çevre dokulara zarar vermeden dikkatli bir şekilde çalışılmalıdır.¹⁰ Yüksek veya düşük devirli döner aletler ani ısı değişiklikleri ile özellikle pulpal dokulara ciddi zarar verebilir. Bu aletlerle yapılan temizleme sırasında uygulanan kuvvet, dönme hızı, kullanılan frezlerin yapısı, cinsi, şekli ve soğutma işlemi önemlidir.²⁵

2.4.1.5. Lazer Uygulamaları

Lazer (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) “ Uyarılmış Radyasyon Yayılımı Yoluyla Işık Yükseltilmesi” kelimelerinin baş harfleri alınarak meydana gelmiş bir kelimedir.⁵⁷

Lazer teknolojisinde, atomların enerji absorbe etmeleri sonucu daha yüksek enerji düzeyine çıkma özelliğinden yararlanılmaktadır.⁵⁷ Bu enerji transferinde oluşan fotonlar, aynı enerji düzeyine ve aynı frekansa ulaşır, aynı yönde hareket ederler. Bütün lazer ışıklarının ortak özellikleri, dalga boyu fazlarının zaman ve yön açısından aynı olması (kohorent), ışıkların tek renkli, aynı frekans ve enerjide olması (monokromatik) ve ışıkların birbirine paralel olarak (kollimar) yol almalarıdır.⁵⁸

Lazer ışığının bu özellikleri, etkisi uygulama öncesinde bilinen ve kontrol edilebilen enerji üretilmesine olanak sağlar. Lazerler için en çok kullanılan enerji birimi J'dür. Lazerin uygulandığı yüzey cm^2 cinsinden hesaplandığı için bu alandaki güç yoğunluğu enerji yoğunluğu olarak belirlenir (J/cm^2).⁵⁹

Diş hekimliğinde lazer, sert ve yumuşak doku cerrahisinde, endodontik sterilizasyonda ve kompozitin bağlantısını arttırmak için dentin ve mine yüzeyinin modifiye edilmesinde kullanılır.⁵¹ Isı ve vibrasyon oluşturmadığı için acısız olan bu uygulama hasta ve klinisyen için kullanışlıdır. Son yıllarda dental uygulamalarda sert dokularda etkili olan Nd:YAG lazer, CO₂ lazer veya Er:YAG lazer kullanılmaktadır.⁶⁰

Çalışmalarda, Er:YAG lazerin dentin yüzeyinde değişikliğe neden olmadan geçici siman artıklarını temizlediği bildirilmiştir.⁵¹ Er:YAG lazerin dental sert dokularda bulunan yüksek derecede su ve OH⁻ gruplarını absorbe etmesi nedeniyle mine ve dentini kolaylıkla kaldırabilir.⁶¹

Er,Cr:YSGG lazerler mine ve dentini etkili bir biçimde kaldırabilen lazerlerdir. Bu lazer sistemi hidroksil gruplarını hedef aldığı için, suyun hidrokinetik etkisi ile kesme işlemi yapar. Dental sert dokuların kaldırılması sırasında frez ile karşılaştırıldığında aynı klinik etkiyi gösterdiği ancak ağrıyı azalttığı ve frez kullanırken yaşanan vibrasyonu ortadan kaldırıldığı bildirilmiştir.^{58,62}

Ansari ve ark.⁶³ Erbium lazer ailesinden olan Er,Cr:YSGG hidrokinetik lazer sisteminin adezyon için dental dokuların hazırlanmasında etkili olduğunu bildirmiştir. Ayrıca yapılan çalışmalarda, Erbium lazer ile hazırlanmış dentin yüzeylerindeki adezyonun başarısı hala tartışmalıdır.⁶⁰

Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler uygun dozda kullanıldığında adeziv sistemin dentin üzerindeki bağlantısını arttıracak olan mikromekanik retansiyon bölgelerini düzensiz ve pürüzlü yüzey topografisinin oluşmasını sağlarlar.⁷ Er,Cr:YSGG lazerlerin en önemli avantajı ani ısı artışlarını engelleyip inflamatuvar pulpal reaksiyonların önüne geçmesidir.^{7,60}

2.4.2. Kimyasal Uygulamalar

Klorheksidin, dentin yüzeyinin temizlenmesinde kullanılan bir kimyasal ajandır.⁶⁴ Klorheksidin bu şekilde kullanılmasının en önemli nedenleri arasında antibakteriyal aktivitesi ve MMP inhibisyonu gelir.⁶⁵ Klorheksidin, dentindeki endojen kollajenolitik aktivasyonunu inhibe ederek hibrit tabakanın yapısal bütünlüğünü sağlar.^{65,66} Dentin üzerindeki bu tip avantajlarına rağmen klorheksidin hakkında literatürde çelişkili sonuçlar bildirilmiştir.¹ Ercan ve ark.⁶⁷ ile Saraç ve ark.⁶⁸ yaptıkları

çalışmalarda klorheksidin ile temizlenen dentin yzeylerinde bağlantı dayanımının azaldığını, Shafiei ve Memarpour⁶⁹ ile Grasso ve ark.⁷⁰ yaptıkları çalışmalarda ise klorheksidinin bağlantı dayanımını değiştirmediğini bildirmişlerdir.

Santos ve ark.¹ yaptıkları çalışmada dentin yzeyinde el aleti, klorheksidin ve pomza ile yapılan temizlikten sonra self-adeziv rezin simanın dentine olan bağlantısında önemli bir farklılık olmadığını bildirmiştir.

Dentin yzeyinin asitler ile demineralize edilmesi yzeydeki debrislerin ve geçici siman artıklarının kaldırılmasını sağlar. Bu durum adeziv siman ve dentin arasındaki bağlantıyı kuvvetlendirir.⁶

Poliakrilik asit gibi düşük asidik özelliğe sahip materyaller de dentin temizleyicisi olarak kullanılabilir. Bu materyaller dentin yzeyinde smear tabakasını ve altındaki dentin tabakasını sınırlı şekilde kaldırır. Bu şekilde rezin simanın dentine olan bağlantısı artar.¹⁰

Santos ve ark.¹ yaptıkları çalışmada poliakrilik asit kullanımının klorheksidine göre bağlantı dayanımını arttırdığı ancak el aletlerine göre fazla etkili olmadığını göstermiştir.

Mazzitelli ve ark.⁷¹ poliakrilik asit ve EDTA ile yapılan yzey temizliğinden sonra farklı içerikteki self-adeziv rezin simanların dentine olan bağlantılarını karşılaştırmışlardır. Solvent içermeyen rezin simanın bağlantısında her iki kimyasal ajan için fark görülmezken bis-HEMA içeren self-adeziv rezin simanda yzey temizliği yapılması dentine olan bağlantıyı düşürmüştür. 4-META içeren self adeziv rezin simanların bağlantıları ise poliakrilik asit uygulanmasından sonra oldukça artmıştır.

Hülsmann ve ark.⁷² yaptıkları çalışmada %17' lik EDTA solüsyonunun kök kanal duvarlarında etkili bir temizleyici olduğunu ve smear tabakasının inorganik içeriğini çözerek ortadan kaldırdığını bildirmiştir. Bu durum adeziv rezinin bu

boşluklara en iyi şekilde penetre olduğunu ve bağlanma dayanımı değerlerini arttırdığı göstermektedir.

2.5. Bağlantı Dayanımı Testleri

Diş hekimliğinde son yıllarda hızla gelişme gösteren konulardan biri de adeziv diş hekimliğidir. Adeziv diş hekimliğinde kullanılan yeni ürünlerin klinik uygunluğunu değerlendirebilmek için yapılan *in vivo* testler uzun zaman gerektiren, maliyeti yüksek ve standardizasyonu zor metodlardır.⁷³ Bu nedenle araştırmacılar için *in vitro* testler, *in vivo* testlere göre daha kullanışlı hale gelmiştir. *In vitro* testler etkin ve çabuk sonuç veren, parametreleri değiştirilebilen ve sonuçları kıyaslanabilen test metodlarıdır.⁷⁴

Laboratuvar koşullarında dental malzemelerin ve bağlayıcı ajanların diş dokularına olan bağlanma dayanımlarını belirlemede en çok makaslama (shear) ve mikro-çekme (mikro-tensile) bağlantı kuvvetleri test yöntemleri kullanılır.⁷⁴

2.6.1. Makaslama (Shear) Bağlantı Dayanımı Testleri

Makaslama bağlantı testleri sıklıkla kullanılan laboratuvar testleridir. Bu testlerde kopma kuvveti, hazırlanmış diş yüzeyine paralel olarak uygulanmaktadır. Kuvveti uygulayan uç, diş – adeziv bağlantı yüzeyine olabildiğinde en yakın noktadan temas etmelidir, aksi takdirde materyal üzerinde dönme momenti oluşacaktır. Makaslama testlerinde bağlantı yüzeyindeki kuvvet dağılımı daha uniform olmaktadır.⁷⁵

Makaslama testi için örnekler makine içerisinde düz birer yüzeye sahip özel parçalar arasına sabitlenir ve diş yüzeyine paralel olacak şekilde belli bir hızda hareket eden makaslama kafası ile kırılır.¹⁰

2.6.2. Çekme (Tensile) Bağlantı Dayanımı Testleri

Çekme testlerinde kopma kuvveti, hazırlanmış diş yüzeyine dik açı ile uygulanmaktadır. Çekme testlerinde kuvvet dağılımının homojen olabilmesi için örnek makine üzerine doğru konumlandırılmalıdır. Kuvvetin doğrultusundaki veya örneğin

konumundaki herhangi bir hata kuvvet dağılımının homojen olmamasına ve sonucun değişmesine neden olmaktadır.⁷⁶

Bağlanma kuvvetinin test edildiği örneklerde, bağlanma gösteren materyalin kütleli direnci, ortaya çıkacak kopma tipini etkiler. Kopma tipleri oluşum şekillerine göre;

a) Adeziv kopma; aderent ve adeziv arasında meydana gelen kopmaları ifade eder. Porselen – rezin siman arasında veya diş – rezin siman arasında meydana gelebilir.

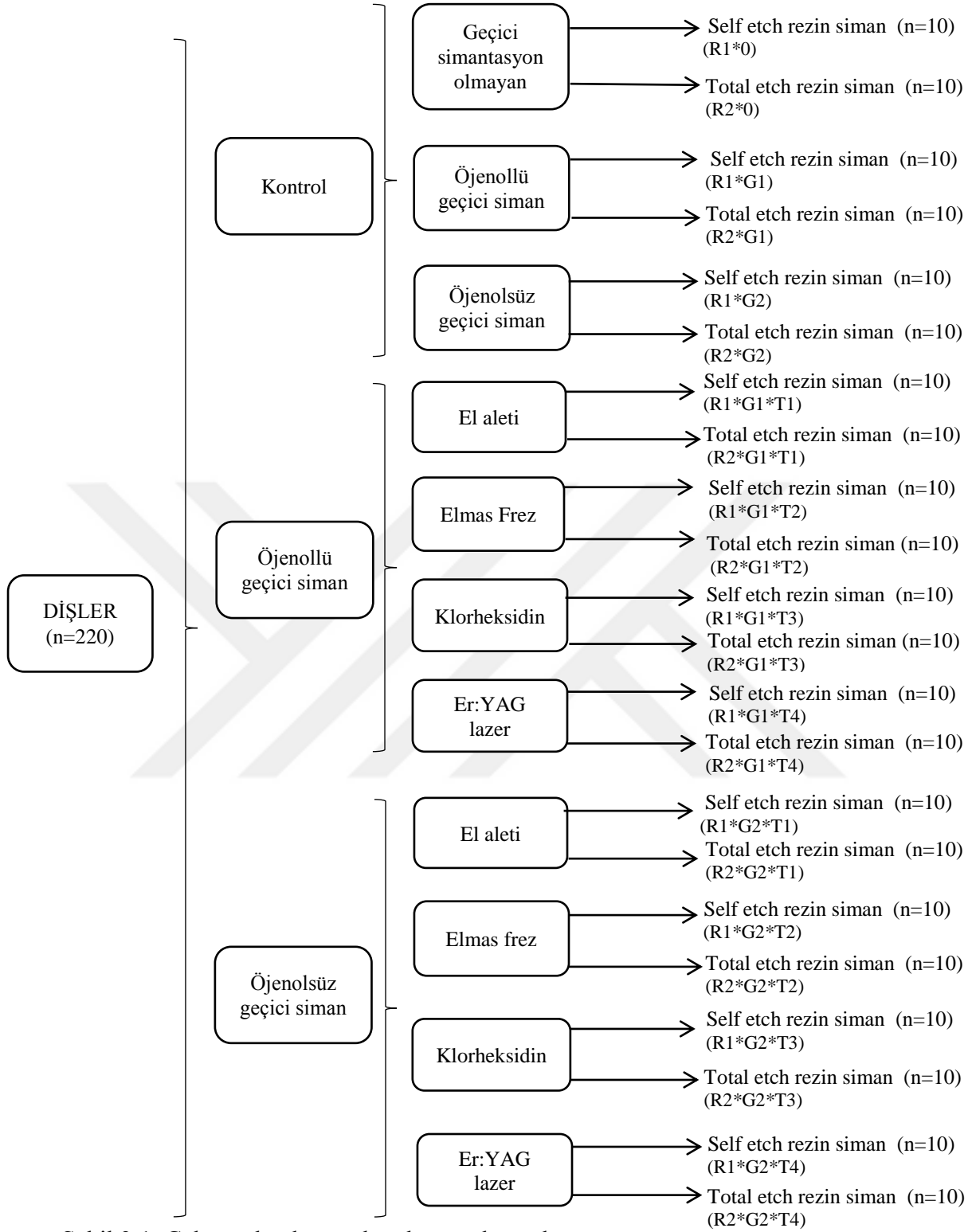
b) Koheziv kopma; aynı materyalin kendi içinde meydana gelen kopmalarıdır.

c) Karışık (mix) kopma; adeziv ve koheziv kopmanın beraber gerçekleştiği kopmalar olarak gruplandırılır.⁷⁶

3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışmada, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Ağız-Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı'nda, periodontal yıkım veya travma nedeniyle çekimi yapılan, kuron boyları birbirine yakın boyutlarda olan ve herhangi bir mine defekti olmayan 220 adet maksiller kesici diş kullanıldı. Çekimleri yapılan dişler, dezenfekte edilmek ve kalıntılardan uzaklaştırılmak amacıyla periodontal el aletleri ile makroskopik olarak temizlendikten sonra çalışma yapılana kadar oda sıcaklığında distile su içerisinde saklandı.

Çalışmada oluşturulan deneysel gruplar Şekil 3.1' de, kullanılan simanlar ise Tablo 3.1' de gösterildi.



Şekil 3.1. Çalışmada oluşturulan deneysel gruplar

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan simanlar

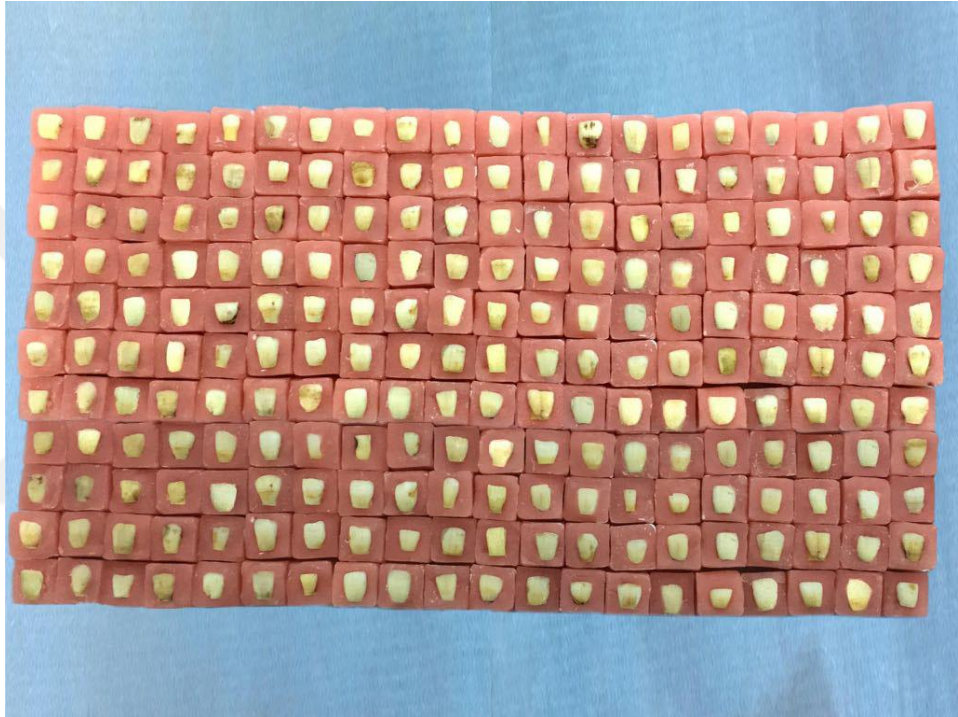
MATERYAL	ÜRÜN ADI	KİMYASAL İÇERİK	ÜRETİCİ FİRMA	LOT NO
Öjenol içeren geçici siman	RelyX Temp E	Hidrojenize reçine, öjenol, modifiye reçine, silan ile işlenmiş silika, oleik asit, 2.6-di-tert-butyl-krezol	3M ESPE, St Paul, MN, ABD	611807
Öjenol içermeyen geçici siman	RelyX Temp NE	Çinko oksit, beyaz mineral yağı, parafin yağı	3M ESPE, St Paul, MN, ABD	631949
Variolink II (Total-etch rezin siman)	Variolink II Baz/ Katalizör	<i>Monomer matriks:</i> Bis-GMA, UDMA, TEG-DMA <i>İnorganik doldurucular:</i> baryum camı, itterbiyum triflorür, Ba-Al-florürsilikat cam, karışık sferoid oksit, başlatıcılar, stabilize ediciler ve pigmentler	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	V08492
	Heliobond	Bis-GMA, trietilenglikol dimetakrilat, stabilizatörler, başlatıcılar		
	Syntac Primer	Su esaslı çözelti içerisinde trietilenglikol dimetakrilat, polietilenglikol dimetakrilat, maleik asit, aseton		
	Syntac Adhesive	Su esaslı çözelit içerisinde polietilenglikol dimetakrilat, glutaraldehit		
	N-Etch	%37 fosforik asit		

Tablo 3.1. devamı

MATERYAL	ÜRÜN ADI	KİMYASAL İÇERİK	ÜRETİCİ FİRMA	LOT NO
Panavia F 2.0 (Self-etch rezin siman)	Panavia F 2.0 A patı	10-MDP, hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofobik alifatik dimetakrilat, hidrofilik alifatik dimetakrilat, silanlanmış silika doldurucu, silanlanmış koloidal silika, dl-kamforkinon, katalizörler, başlatıcılar	Kuraray, Osaka, Japonya	000037
	Panavia F 2.0 B patı	hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofobik alifatik dimetakrilat, hidrofilik alifatik dimetakrilat, silanlanmış baryum cam, yüzey işlenmiş sodyum florür, katalizörler, hızlandırıcılar, pigmentler		
	Panavia F 2.0 ED primer II Likit A	HEMA, MDP, su, N-metakriloil-5-aminosalisilik asit, hızlandırıcılar		
	Panavia F 2.0 ED primer II Likit B	Etanol, MDP, 3-metakriloksipropil-trimetoksisilan		

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Dişler mine sement sınırının 2 mm apikalinden düşük tur ile (7000 dev/dak) çalışan elmas diskle (Diatech, Heerbrugg, İsviçre) su soğutması altında yatay yönde kesilerek köklerinden ayrıldı. Köklerinden ayrılmış olan dişler vestibül yüzleri açıkta olacak şekilde 2 cm × 2 cm × 3 cm boyutlarındaki otopolimerizan akrilik rezin (Imicryl, Konya, Türkiye) bloklara gömüldü (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan örnekler

Dişlerin vestibül yüzeylerine, su soğutması altında, fissür şeklindeki elmas frez (881 B 010, Wilofa Diamant, Fachbach Lahn, Almanya) ile rehber düzlemler açıldı ve mine dokusunun tamamen uzaklaştırılması için bu düzlemler birleştirilerek diş yüzeyi 2 mm aşındırıldı. Her bir dişin hazırlanmasından sonra frez değiştirildi ve yeni frez kullanıldı.

Siman bağlantı dayanımı testi için dentin yüzeyini ve smear tabakayı standardize etmek amacıyla dişlerin vestibül yüzeyleri her diş için 60 saniye olacak şekilde sırasıyla 320 ve 600 grit silikon karbid kağıt (Waterproof Silicon Carbide Paper, English

Abrasives, İngiltere) ile su soğutması altında aşındırıldı. Yüzeyleri aşındırılan örnekler silikon karbid kağıt artıklarının uzaklaştırılması için 5 saniye boyunca ultrasonik olarak temizlendi (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Dentin yüzeyi hazırlanmış diş örneği

3.2. Geçici Restorasyonların Hazırlanması ve Simantasyonu

Geçici restorasyonların üretimi için iç çapı 4 mm ve yüksekliği 2 mm olan disk şeklinde boşluklara sahip metal kalıplar kullanıldı. Otopolimerizan akrilik rezin (Imident, Konya, Türkiye) üretici firmanın talimatları doğrusunda hazırlandı ve metal kalıplar içerisine yerleştirilerek polimerize edildi. Otopolimerizan akrilikten hazırlanan geçici restorasyonlar dentin yüzeylerine parmak basıncı altında öjenol içeren (n=100) (Rely X Temp E, St.Pauli, ABD) ve öjenol içermeyen (n=100) (Rely X Temp NE, St.Pauli, ABD) geçici simanlarla simante edildi (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Geçici restorasyon simante edilmiş örnek

Geçici restorasyon simante edilen dişler 7 gün boyunca oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletildi. Kontrol grubu için 20 adet öjenol içeren, 20 adet öjenol içermeyen geçici restorasyon uygulanan diş örneği ve dentin yüzeyine herhangi bir geçici restorasyon uygulanmayan 20 adet diş örneği hazırlandı (Şekil 3.5).



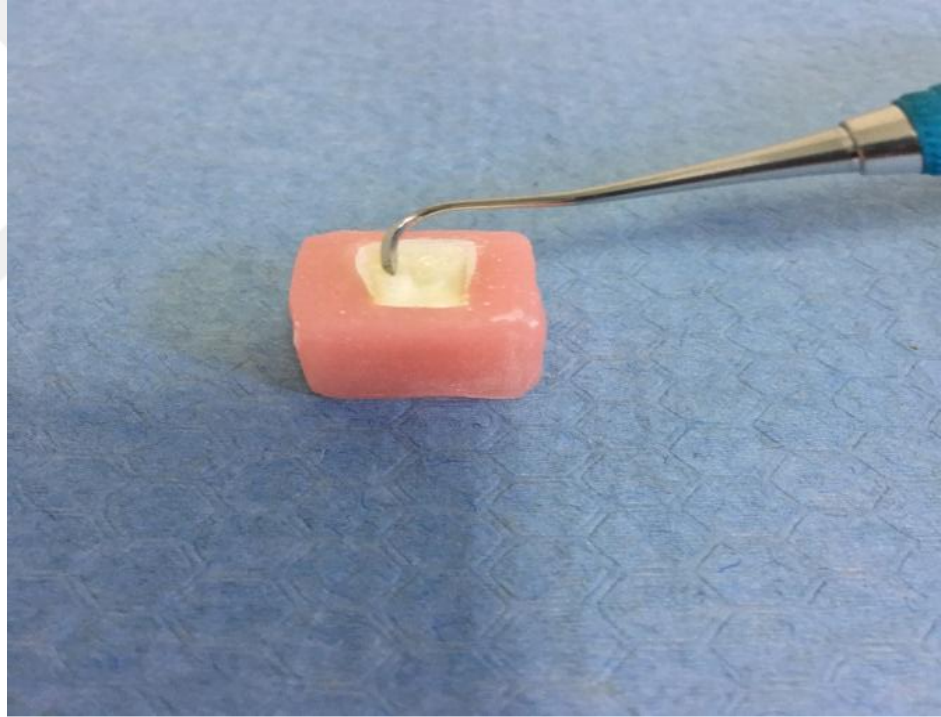
Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan geçici simanlar
A) Öjenol içerikli geçici siman B) Öjenol içermeyen geçici siman

3.3. Geçici Siman Artıklarının Uzaklaştırılması

Geçici restorasyonlar 7 gün sonra dentin yüzeyinden sond yardımıyla uzaklaştırıldı. Kontrol grubu dışındaki örneklerin dentin yüzeylerinin geçici siman artıklarından temizlenebilmesi için 4 farklı yöntem kullanıldı.

3.3.1. El Aleti ile Uzaklaştırma

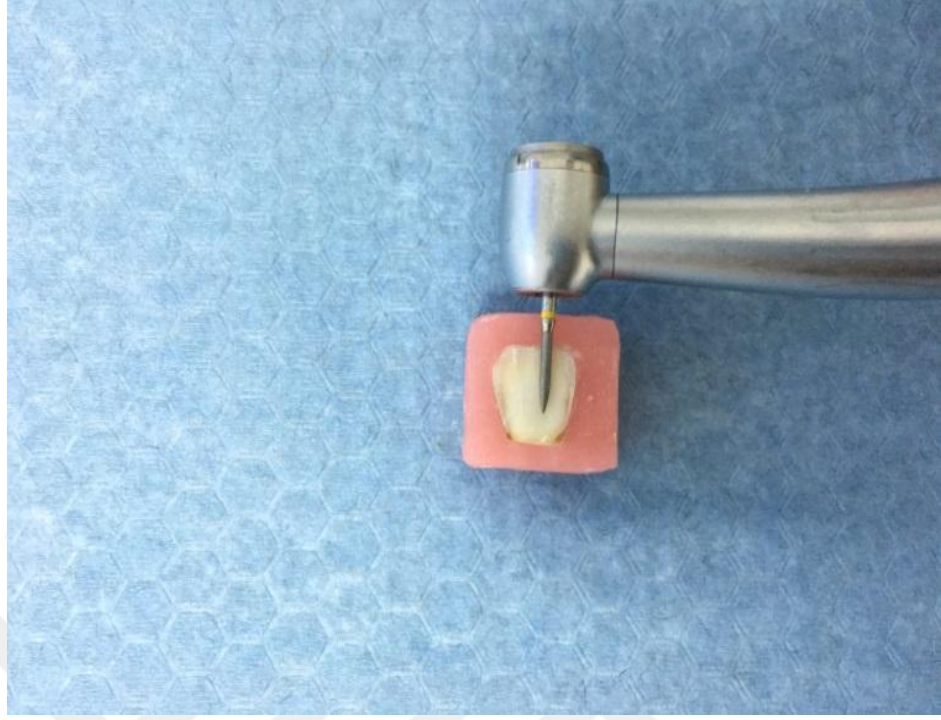
Öjenollü (n=20) ve öjenolsüz (n=20) geçici siman uygulanmış örnekler (n=40) makroskopik olarak geçici siman artıkları dentin yüzeyinden uzaklaştırılana kadar tek bir kullanıcı tarafından periodontal kazıyıcı (SHR6/79, Hu Fridey, Chicago, Amerika) yardımıyla ileri-geri hareketlerle 10 saniye boyunca temizlendi (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Geçici siman artıklarının periodontal kazıyıcı yardımıyla temizlenmesi

3.3.2. Elmas Frez ile Uzaklaştırma

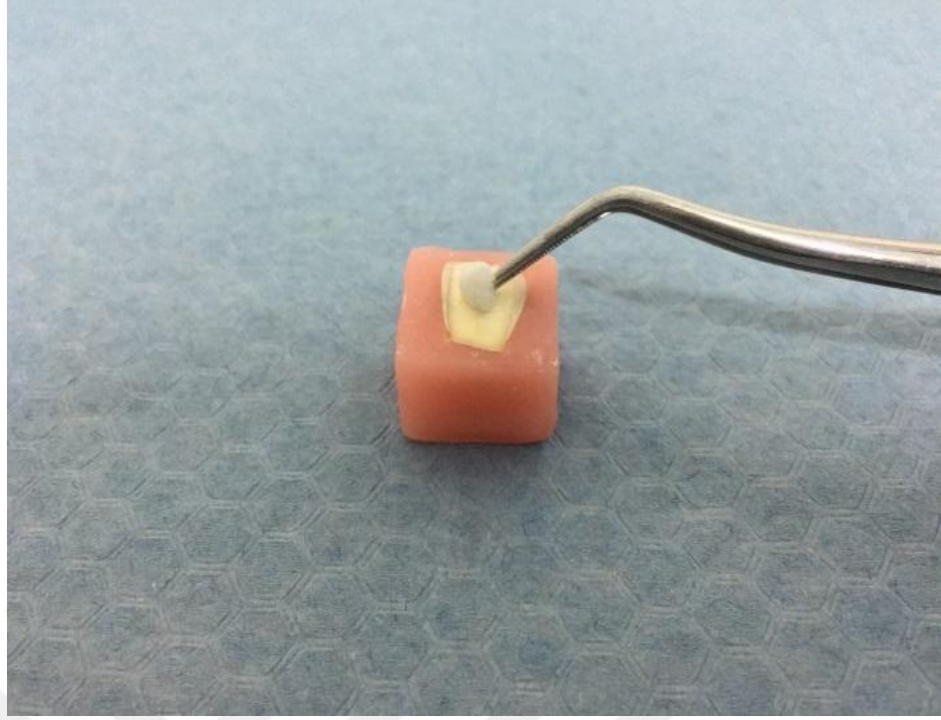
Öjenollü (n=20) ve öjenolsüz (n=20) geçici siman uygulanmış örneklerin (n=40) dentin yüzeyindeki siman artıkları sarı bantlı elmas frez (862 Y 016, Wilofa Diamant, Fachbach Lahn, Almanya) yardımıyla, tek bir kullanıcı tarafından su soğutması altında 5000 dev/dak hızla 1 dakika boyunca temizlendi (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Geçici siman artıklarının frez yardımıyla temizlenmesi

3.3.3. Klorheksidin Glukanat ile Uzaklaştırma

Öjenollü (n=20) ve öjenolsüz (n=20) geçici siman uygulanmış örneklerin (n=40) dentin yüzeylerine geçici siman artıklarını temizlemek için %2' lik klorheksidin glukanat solüsyonu (Ceraxidin-C, Imicryl, Konya, Türkiye) emdirilmiş pamuk peletler, her bir örneğe 1 dakika olacak şekilde tek bir kullanıcı tarafından uygulandı. Fazla solüsyon yeni bir pamuk pelet yardımıyla temizlendi (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Geçici siman artıklarının %2' lik klorheksidin glukonat solüsyonu ile temizlenmesi

3.3.4. Lazer ile Uzaklaştırma

Öjenollü (n=20) ve öjenolsüz (n=20) geçici siman uygulanmış örneklerin (n=40) dentin yüzeylerine geçici siman artıklarını temizlemek amacıyla Er:YAG lazer (LightWalker AT, Fotona, Ljubljana, Slovenya) uygulandı. Lazer parametreleri; atım enerjisi 1.5 W (150 mJ/atım), atım sıklığı 10 Hz ve atım süresi 5×50 µsec (QSP mod) olacak şekilde ayarlandı. Lazer enerjisi tek bir kullanıcı tarafından dentin yüzeyine dik olacak şekilde 20 sn boyunca 10 mm mesafeden non-kontakt al aleti (H02-N, 0.9 mm spot genişliği) kullanılarak hava-su soğutması altında uygulandı (Şekil 3.9 ve Şekil 3.10).



Şekil 3.9. Er:YAG lazer cihazı ve çalışmada kullanılan lazer parametreleri



Şekil 3.10. Er:YAG lazerin dentin yüzeyine uygulanması

3.4. Taramalı Elektron Mikroskopu Görüntüleri

Geçici siman sonrası uygulanan farklı temizleme yöntemlerinin etkinliğinin değerlendirilmesi için her temizleme grubundan ve geçici siman uygulanmış kontrol

gruplarından birer adet örnek 500× büyütmede elektron mikroskobu (JSM-6610, Jeol, Peabody, ABD) altında incelendi.

3.5. Dentin Yüzeylerinin Elementsel Analizi

Geçici siman artıklarının dentin yüzeyinden temizlenmesi sonucu yüzeylerin elementsel analizi enerji dağılımlı x ışınlı spektroskopisi (EDS) (X-act, Oxford Instruments, Oxfordshire, İngiltere) yöntemi ile incelendi.

3.6. Daimi Siman Uygulanması

Kontrol ve farklı temizleme yöntemleri uygulanan grupların dentin yüzeylerine 2 mm × 4 mm boyutlarında oluşturulmuş kalıplar kullanılarak her bir gruptaki örneklerin yarısına total etch rezin siman (n=10), diğer yarısına self etch rezin siman (n=10) uygulandı.

3.6.1. Total Etch Resin Siman Uygulanması

Dentin yüzeyleri total-etch rezin siman uygulanmadan önce suyla yıkandı ve kurutuldu. % 37' lik ortofosforik asitle (N-Etch, Ivoclar Vivadent, Zürih, İsviçre) 15 sn boyunca asitlendi, 15 sn yıkandı ve hafifçe kurutuldu. Dentin yüzeyine primer (Syntac Primer, Ivoclar Vivadent, Zürih, İsviçre) fırça yardımıyla uygulanıp 15 saniye beklendi ve hava ile iyice kurutuldu. Ardından bağlayıcı ajan (Syntac Adhesive, Ivoclar Vivadent, Zürih, İsviçre) uygulanıp 10 sn beklendi ve tekrar hava ile kurutuldu. Son aşama olarak dentin üzerine Heliobond (Ivoclar Vivadent, Zürih, İsviçre) uygulandı ve hafif bir şekilde kurutuldu. Resin simanın baz ve katalizörü 1:1 oranında karıştırılarak hazırlanmış olan şablonların içerisinde dentin yüzeyine sabit yük altına yerleştirildi. Taşan simanlar temizlendikten sonra 40 sn boyunca LED ışık kaynağı ile (Elipar Freelight LED Cihazı, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) polimerize edildi. Her uygulama öncesi ışık gücü radyometre ile (Hilux Curing Light Meter, Benlioğlu Dental, Ankara) kontrol edildi ve ışık yoğunluğunun uygunluğu doğrulandı (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Total etch rezin siman (Variolink II)

3.6.2. Self Etch Rezin Siman Uygulanması

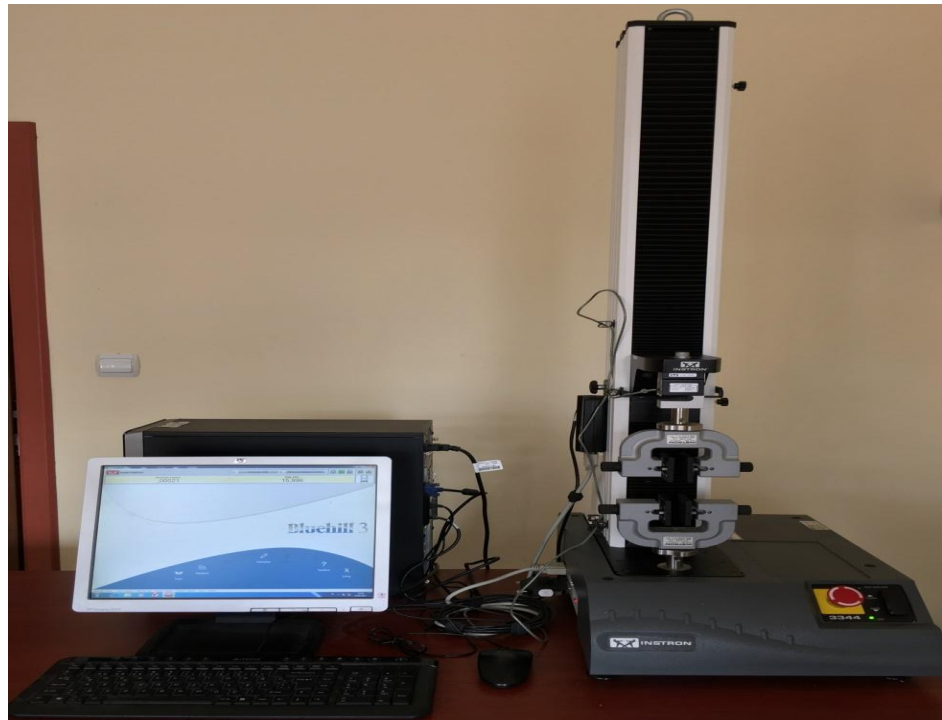
Dentin yüzeyi yıkanıp kurutulduktan sonra bağlayıcı ajan (ED Primer II Liquid A & B; Kuraray, Osaka, Japonya) eşit miktarlarda plastik bir gode içerisinde karıştırılarak dentin yüzeyine uygulandı, 30 saniye beklendi ve hafifçe hava ile kurutuldu. Rezin simanın A ve B patları 1:1 oranında plastik bir spatül yardımıyla 20 sn süre ile karıştırılarak hazırlanmış olan şablonlar kullanılarak dentin yüzeyine sabit yük altında yerleştirildi. Taşan simanlar temizlendikten sonra 40 sn boyunca LED ışın cihazı (Elipar Freelight LED Cihazı, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile polimerize edildi (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. Self etch rezin siman (Panavia F2.0)

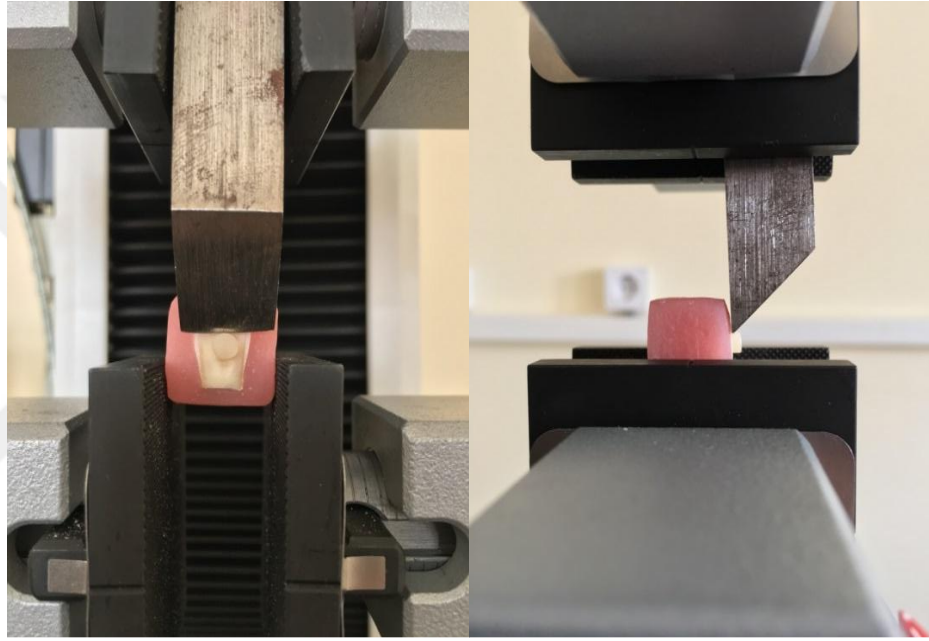
3.7. Makaslama Bağlantı Dayanımı Testi

Hazırlanan örnekler oda sıcaklığında distile su içerisinde 24 saat bekletildikten sonra makaslama bağlantı dayanımı testi Universal Test Cihazında (Instron 3340, Wycombe, UK) uygulandı (Şekil 3.13).



Şekil 3.13. Üniversal test cihazı

Örnekler cihazın alt parçasına sabitlendi. Test cihazının üst parçasına ucu V şeklinde olan metal bar siman-diş ara yüzeyine paralel olacak şekilde konumlandırıldı. Cihazın kuvvet uygulama hızı 1mm/dk olacak şekilde ayarlandı ve kuvvet tam bağlantı bölgesine uygulandı. Siman ile dentin yüzeyi arasında bağlantı kopuncaya kadar kuvvet uygulamasına devam edildi (Şekil 3.14). Bağlantı dayanımı değeri her bir örnek için Newton (N) olarak kaydedildi, sonuçlar $F=N/A$ (N:Newton, A: Yüzey alanı) formülü kullanılarak MPa cinsine çevrildi.



Şekil 3.14. Test cihazına yerleştirilen örneğin görüntüsü

3.8. Kırılma Yüzeylerinin Analizi

Tüm örneklerin bağlantı dayanımı testinden sonra kırılma tiplerini belirlemek için, kırılma yüzeyleri stereomikroskop (Stemi 305, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Göttingen, Almanya) ile 30× büyütmede incelendi. Kırılma tipleri, adeziv bağlantı içerisinde olmuşsa ‘adeziv kırılma’, diş dokusunda ya da rezin siman içerisinde olmuşsa ‘koheziv kırılma’, hem diş dokusunu hem de adeziv bağlantı alanını kapsarsa ‘karışık (miks) kırılma’ olarak değerlendirildi.

3.9. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada elde edilen veriler SPSS istatistik paket programı (SPSS v16.0, SPSS Inc, Chicago, IL, USA) ile değerlendirildi. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu araştırılırken Shapiro-Wilk testinden yararlanıldı. Gruplar arasındaki farklılıklar incelenirken değişkenlerin normal dağılıma uymaması nedeniyle Mann Whitney-U ve Kruskal Wallis-H testleri kullanıldı. İstatistiksel analizlerin sonuçları $p<0.05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.



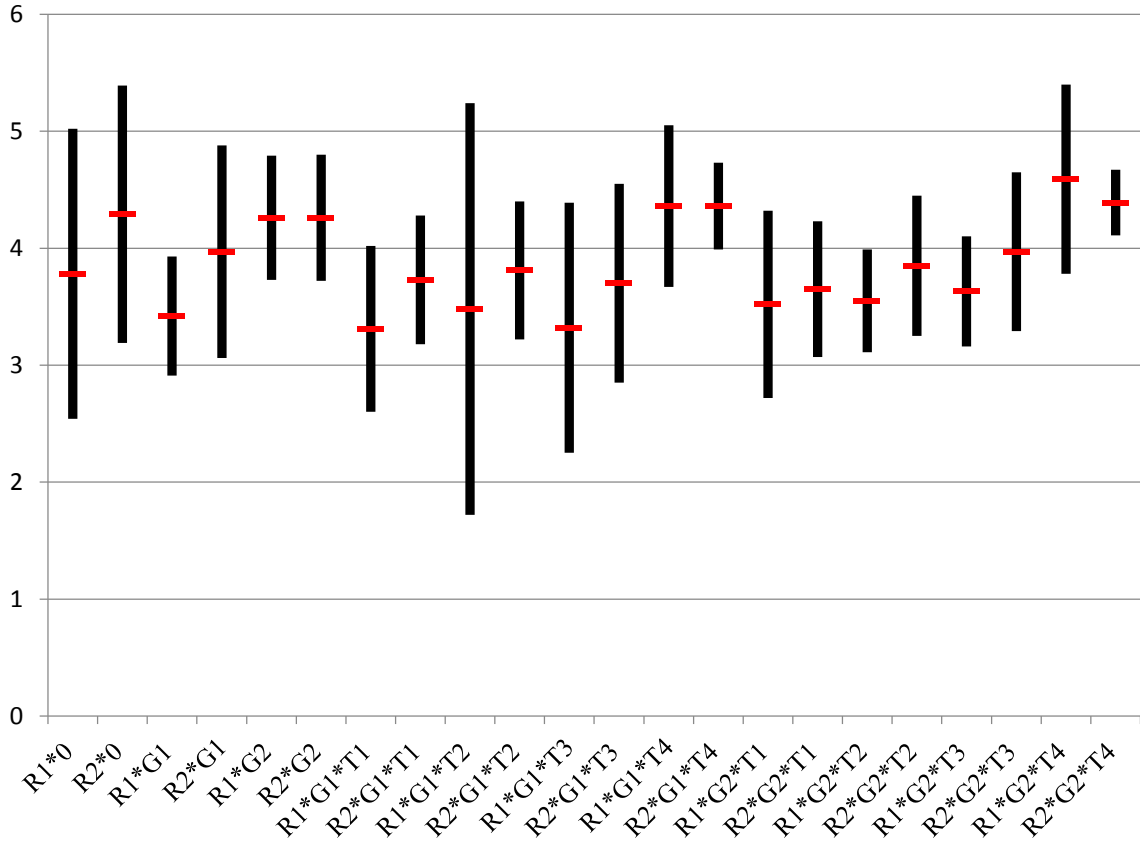
4. BULGULAR

Çalışmada farklı geçici simanlar ve farklı temizleme yöntemleri uygulanması sonrası rezin simanların dentine olan bağlantı değerleri ve bu değerler arasındaki istatistiksel etkileşimlerin değerlendirildiği Kruskal Wallis-H Testi sonuçları Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Test gruplarına ait makaslama bağlantı dayanımı değerleri ve Kruskal Wallis-H Testi sonuçları (MPa)

		Bağlantı Dayanımı Değerleri				Kruskal Wallis-H Testi			
		Ort.	Medyan	Min.	Mak.	Ss	Sıra Ort.	H	p
1	R1*0^a	3.78	3.96	2.24	5.80	1.24	103.65		
2	R2*0^a	4.29	4.21	2.39	5.98	1.10	137.75		
3	R1*G1^b	3.42	3.34	2.91	4.64	0.51	69.10		
4	R2*G1^a	3.97	4.08	2.43	5.71	0.91	115.70		
5	R1*G2^a	4.26	4.25	3.37	5.00	0.53	148.50		
6	R2*G2^a	4.26	4.34	3.34	4.93	0.54	147.25		
7	R1*G1*T1^b	3.31	3.16	2.24	4.24	0.71	68.30		
8	R2*G1*T1^a	3.73	3.78	2.78	4.55	0.55	100.35		
9	R1*G1*T2^b	3.48	3.09	1.85	7.64	1.76	70.50		
10	R2*G1*T2^a	3.81	3.95	2.85	4.56	0.59	107.85		
11	R1*G1*T3^b	3.32	2.96	2.25	5.88	1.07	63.95		
12	R2*G1*T3^a	3.70	3.47	2.92	5.88	0.85	88.25		
13	R1*G1*T4^a	4.36	4.49	3.36	5.43	0.69	151.65		
14	R2*G1*T4^a	4.36	4.46	3.51	4.71	0.37	159.00		
15	R1*G2*T1^b	3.52	3.31	2.38	5.00	0.80	83.30		
16	R2*G2*T1^a	3.65	3.51	3.05	4.82	0.58	90.50		
17	R1*G2*T2^b	3.55	3.63	3.05	4.44	0.44	81.05		
18	R2*G2*T2^a	3.85	3.83	2.9	4.90	0.60	108.25		
19	R1*G2*T3^b	3.63	3.53	3.11	4.49	0.47	89.45		
20	R2*G2*T3^a	3.97	4.03	2.55	4.91	0.68	123.75		
21	R1*G2*T4^a	4.59	4.43	3.74	5.95	0.81	160.15		
22	R2*G2*T4^a	4.39	4.42	3.82	4.70	0.28	162.75	57.63	0.001

Farklı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.05)



Şekil 4.1. Test gruplarına ait makaslama bağlantı değerlerinin dağılımı

Çalışma sonuçlarına göre; en yüksek makaslama bağlantı dayanımı değeri self etch rezin siman uygulamasından önce ojenolsüz geçici siman artıklarının Er:YAG lazer ile uzaklaştırıldığı (R1*G2*T4) grupta (4.59 ± 0.81 MPa), en düşük makaslama bağlantı dayanımı değeri self etch rezin siman uygulamasından önce ojenollü geçici siman artıklarının el aleti ile uzaklaştırıldığı (R1*G1*T1) grupta (3.31 ± 0.71 MPa) bulunmuştur.

Total etch (4.29 ± 1.1 MPa) ve self etch (3.78 ± 1.24 MPa) rezin simanların dentine olan makaslama bağlantı dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

Total etch rezin simanın dentine olan makaslama bağlantı dayanımı ile farklı geçici simanlar uygulandıktan sonra oluşan makaslama bağlantı dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$). Öjenollü geçici

siman uygulanması sonrası total etch rezin simanın makaslama bağlantı değeri (3.97 ± 0.91 MPa), kontrol grubuna ve öjenol içermeyen geçici siman uygulanmasına (4.26 ± 0.54 MPa) göre daha düşük bulunmuştur ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Öjenollü geçici siman uygulanması sonrası self etch rezin simanın dentine olan makaslama bağlantı dayanımı değeri (3.42 ± 0.51 MPa), öjenolsüz geçici siman uygulanması sonrası oluşan makaslama bağlantı dayanımı değeri (4.26 ± 0.53 MPa) ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0.05$).

Total etch rezin siman uygulaması öncesi öjenollü geçici siman artıklarının temizleme yöntemleri değerlendirildiğinde; el aleti (3.73 ± 0.55 MPa), sarı bantlı elmas frez (3.81 ± 0.59 MPa), %2'lik klorheksidin glukonat solüsyonu (3.70 ± 0.85 MPa) ve Er:YAG lazer (4.36 ± 0.37 MPa) gruplarına ait makaslama bağlantı değerleri ile total etch rezin simanın dentine olan makaslama bağlantı dayanımı değeri (4.29 ± 1.10 MPa) öjenollü geçici siman uygulandıktan sonra total etch rezin simanın dentine olan makaslama bağlantı dayanımı değeri (3.97 ± 0.91 MPa) karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

Total etch rezin siman uygulaması öncesi öjenolsüz geçici siman artıklarının temizleme yöntemleri değerlendirildiğinde; el aleti (3.65 ± 0.58 MPa), sarı bantlı elmas frez (3.85 ± 0.60 MPa), %2'lik klorheksidin glukonat solüsyonu (3.97 ± 0.68 MPa) ve Er:YAG lazer (4.39 ± 0.28 MPa) grupları ile total etch rezin simanın dentine olan makaslama bağlantı dayanımı değeri (4.29 ± 1.10 MPa) ve öjenolsüz geçici siman uygulandıktan sonra total etch rezin simanın dentine olan makaslama bağlantı dayanımı değeri (4.26 ± 0.54 MPa) karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

Self etch rezin simanın dentine olan makaslama bağlantı dayanımı değeri ile farklı geçici simanlar uygulandıktan sonra oluşan makaslama bağlantı dayanımı

değerleri incelendiğinde, öjenollü geçici siman uygulandıktan sonra self etch rezin simanın dentine olan makaslama bağlantı dayanımı değeri istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0.05$).

Self etch rezin siman uygulaması öncesi öjenollü geçici siman artıklarının temizleme yöntemleri değerlendirildiğinde; el aleti (3.31 ± 0.71 MPa), sarı bantlı elmas frez (3.48 ± 1.76 MPa) ve %2' lik klorheksidin glukonat solüsyonu (3.32 ± 1.07 MPa) gruplarına ait makaslama bağlantı değerleri ile öjenollü geçici siman uygulandıktan sonra self etch rezin simanın makaslama bağlantı dayanımı değeri (3.42 ± 0.51 MPa) arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Er:YAG lazer ile temizleme, self etch rezin simanın dentine olan makaslama bağlantı dayanımı değerini (4.36 ± 0.69 MPa) diğer temizleme yöntemlerine ve öjenollü geçici siman uygulandıktan sonra ölçülen self etch rezin simanın makaslama bağlantı dayanımı değerine (3.42 ± 0.51 MPa) göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yükseltmiştir ($p<0.05$). Siman artıklarının Er:YAG lazer ile temizlenmesi (4.36 ± 0.69 MPa) ile self etch rezin simanın dentine olan makaslama bağlantı dayanımı değeri (3.78 ± 1.24 MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

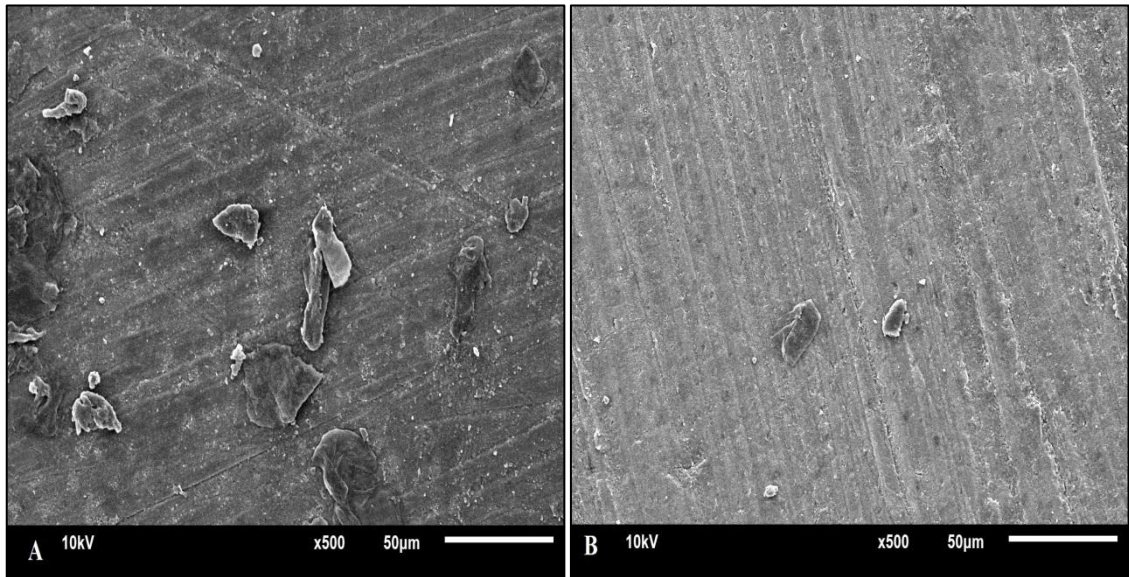
Self etch rezin siman uygulaması öncesi öjenolsüz geçici siman artıklarının temizleme yöntemleri değerlendirildiğinde; el aleti (3.52 ± 0.8 MPa), %2'lik klorheksidin glukonat solüsyonu (3.63 ± 0.47 MPa) ve sarı bantlı elmas frez (3.55 ± 0.44 MPa) gruplarına ait makaslama bağlantı dayanımı değerleri ile self etch rezin simanın dentine olan bağlantı dayanımı değeri (3.78 ± 1.24 MPa) ve self etch rezin simanın öjenolsüz geçici siman uygulandıktan sonraki bağlantı dayanımı değeri (4.26 ± 0.53 MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). Er:YAG lazer ile temizleme, self etch rezin simanın dentine olan makaslama bağlantı dayanımı değerini diğer

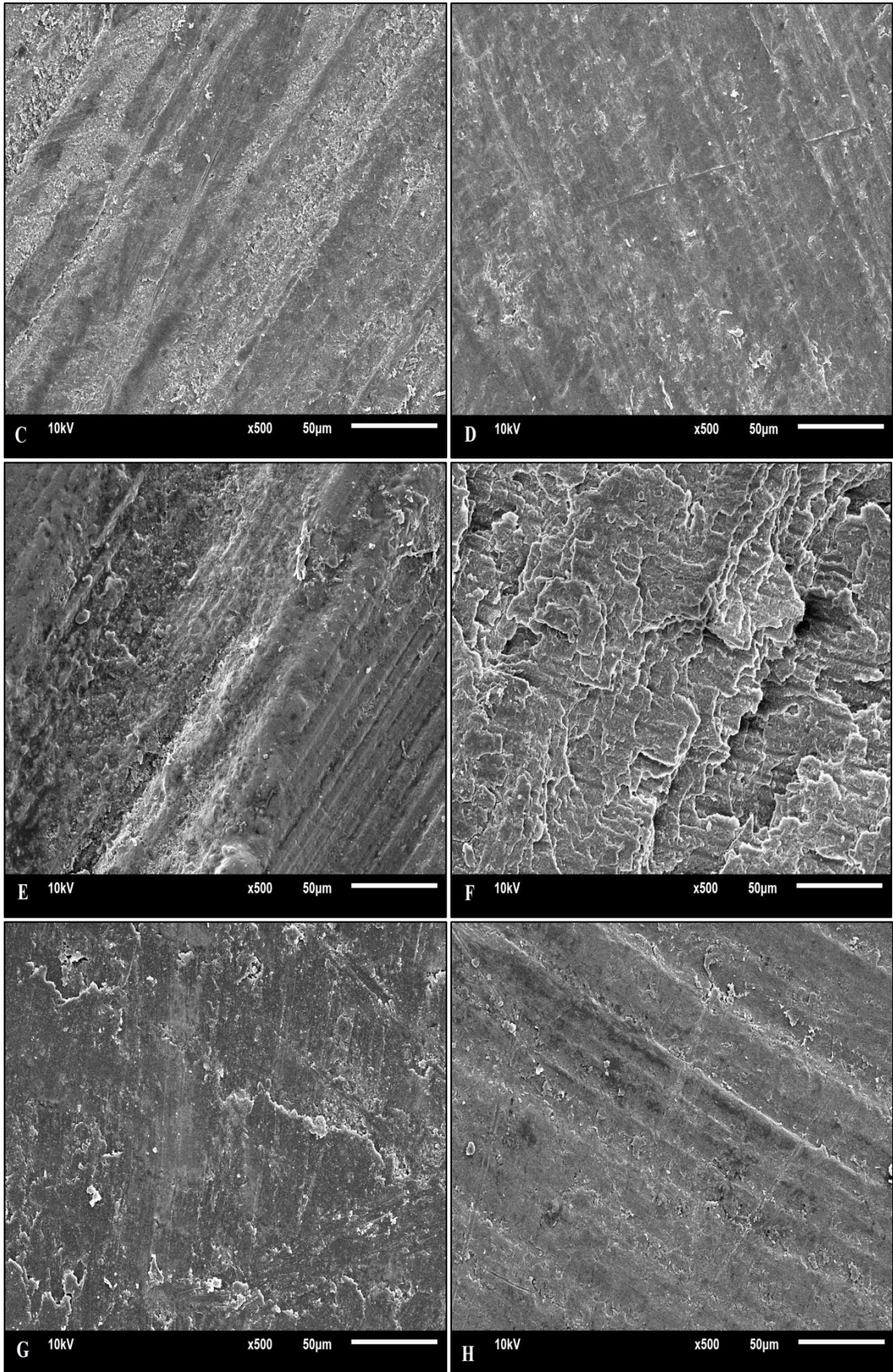
temizleme yöntemlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yükseltmiştir (p<0.05)

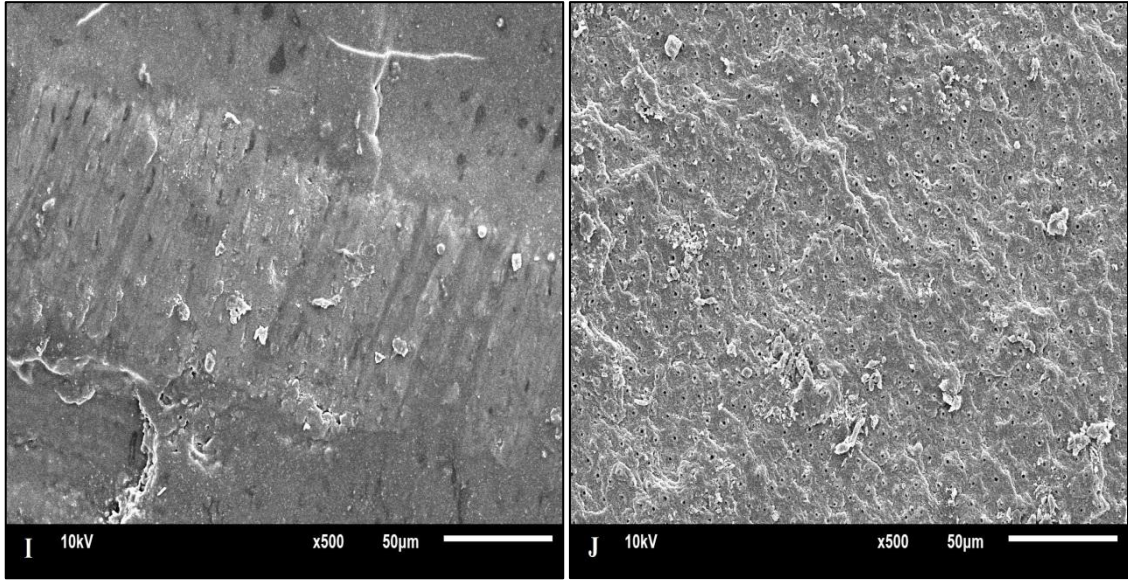
4.1. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi

Dentin yüzeyine uygulanan geçici simanların farklı temizleme yöntemleri ile temizlenmesi sonucu oluşan taramalı elektron mikroskobu görüntüleri Şekil 4.2' de gösterilmiştir.

Geçici siman uygulandıktan sonra herhangi bir temizleme işlemi yapılmadığında dentin yüzeyinde fazla miktarda geçici siman artığının kaldığı ve dentin kanallarının siman artıkları ile dolduğu görülmüştür (Şekil 4.2 A,B). El aleti, %2'lik klorheksidin glukonat solüsyonu ve sarı bantlı elmas frez kullanıldığında dentin yüzeyinde daha az miktarda geçici siman artığının olduğu izlenmiştir (Şekil 4.2 C,D,E,G,H,I). Er:YAG lazer kullanımı ile geçici siman artıkları tamamen uzaklaştırılmış, dentin kanalları açılmış ve dentin yüzeyinde rezin simantasyon için daha elverişli olan mikro pürüzlü bir yapı oluştuğu görülmüştür (Şekil 4.2 J,F).





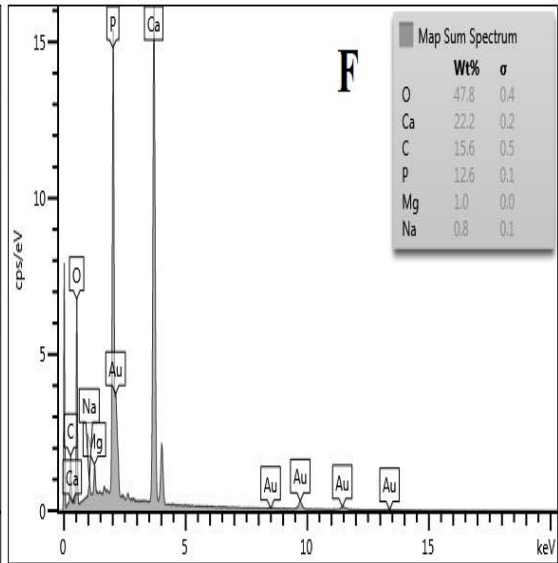
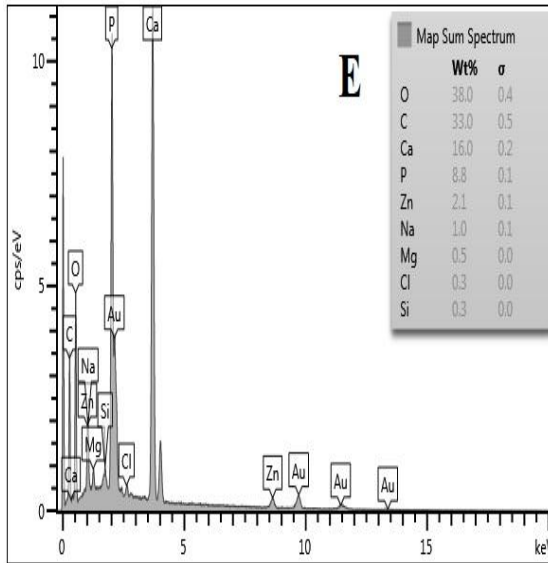
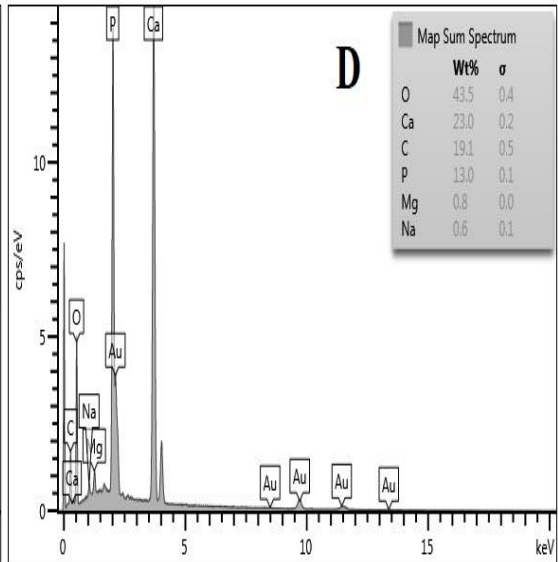
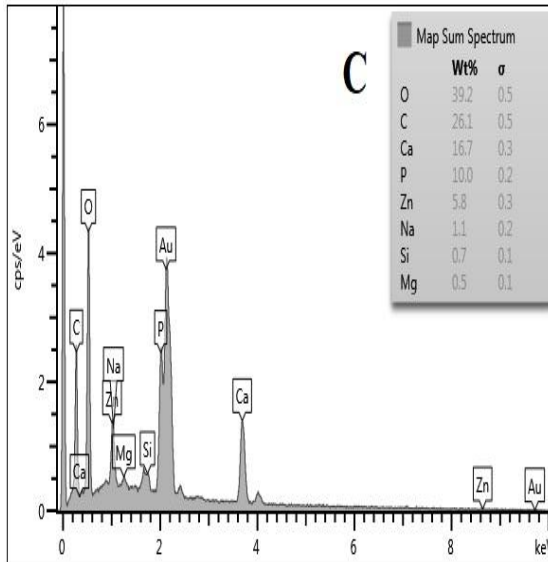
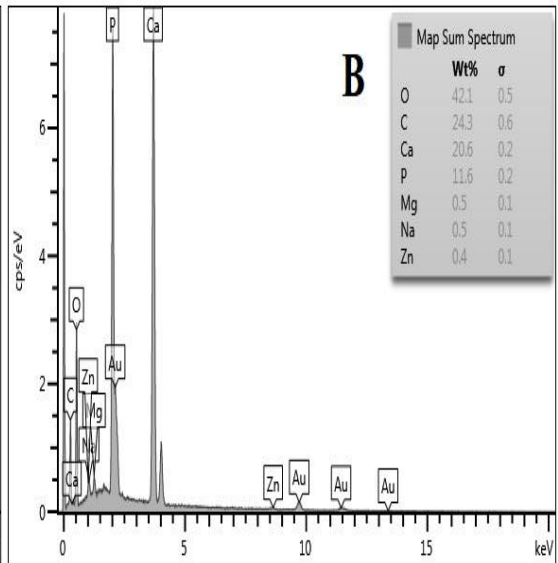
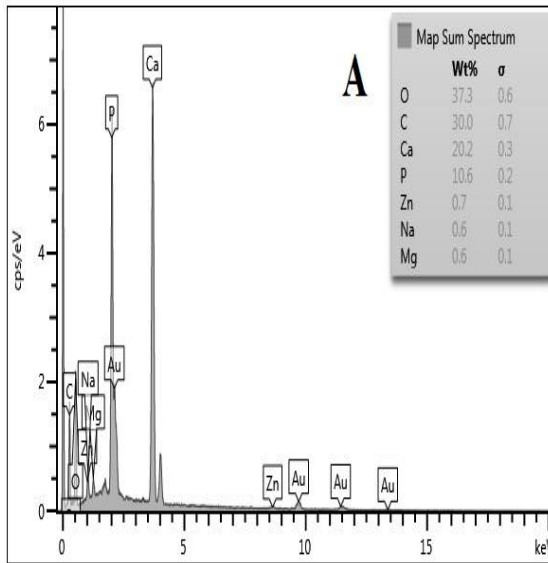


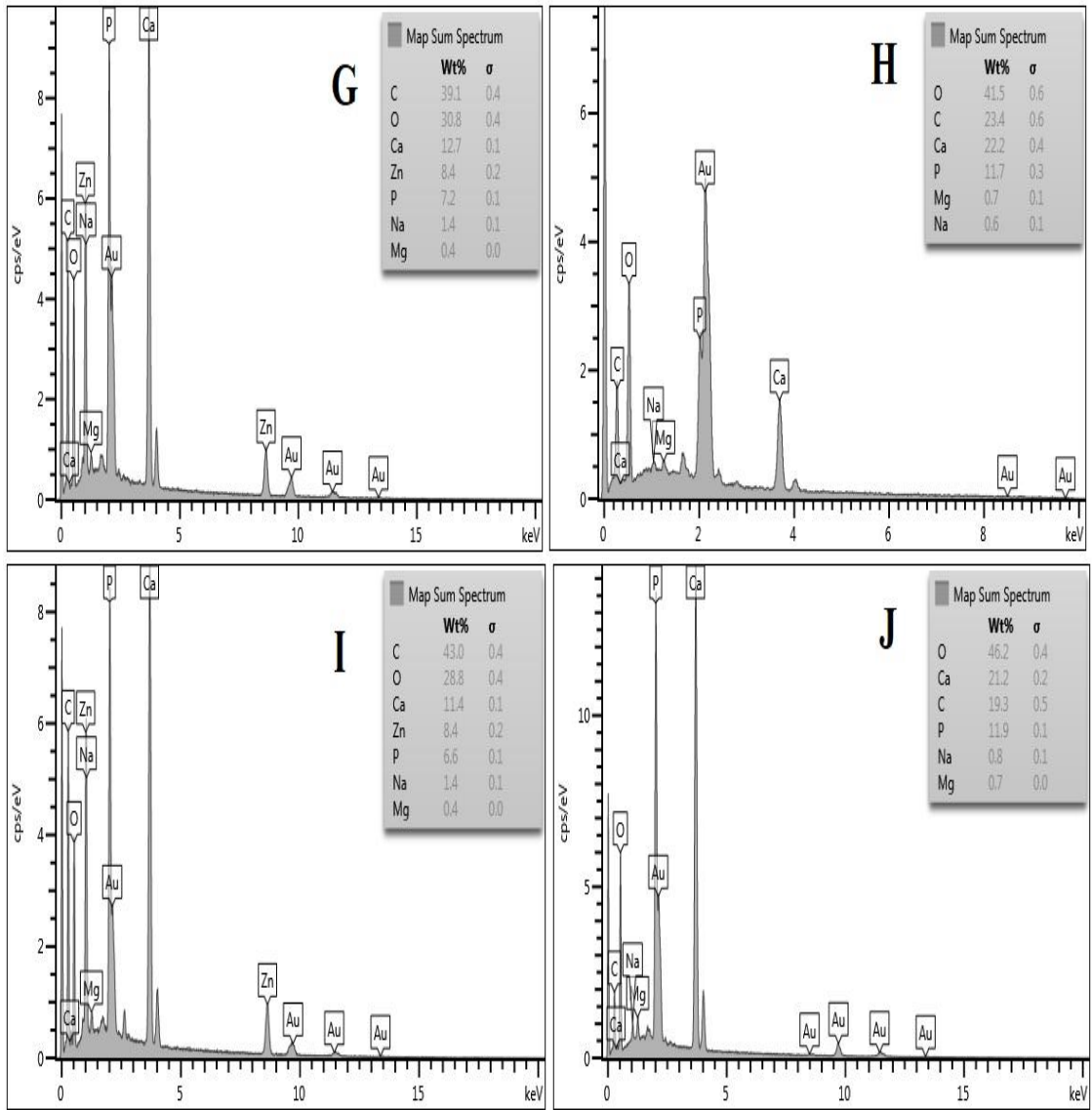
Şekil 4.2. Farklı temizleme yöntemleri sonrası oluşan taramalı elektron mikroskobu görüntüleri; A; G1, B; G2, C; G1*T1, D; G1*T2, E; G1*T3, F; G1*T4, G; G2*T1, H; G2*T2, I; G2*T3, J; G2*T4.

4.2. Dentin Yüzeylerinin Elementsel Analizi

Geçici siman artıklarının dentin yüzeyinden temizlenmesi sonrası yapılan EDS testi sonuçlarına göre dentin yüzeylerinde genel olarak oksijen (O), karbon (C), kalsiyum (Ca) ve fosfor (P) iyonları saptanmıştır (Şekil 4.3).

Kalsiyum iyonu en çok öjenollü geçici simanın sarı bantlı elmas frez ile temizlenmesi sonucu (% 23) (Şekil 4.3 D), en az ise öjenolsüz geçici simanın %2' lik klorheksidin glukonat solüsyonu ile temizlenmesi sonucu (% 11.4) ortaya çıktığı bulunmuştur (Şekil 4.3 I). Fosfor iyonu ise en çok öjenollü geçici siman artıklarının sarı bantlı elmas frez ile temizlenmesi sonucu (%13) (Şekil 4.3 D), en az ise öjenolsüz geçici simanın %2' lik klorheksidin glukonat solüsyonu ile temizlenmesi sonucu (% 6.5) ortaya çıktığı bulunmuştur (Şekil 4.3 I).





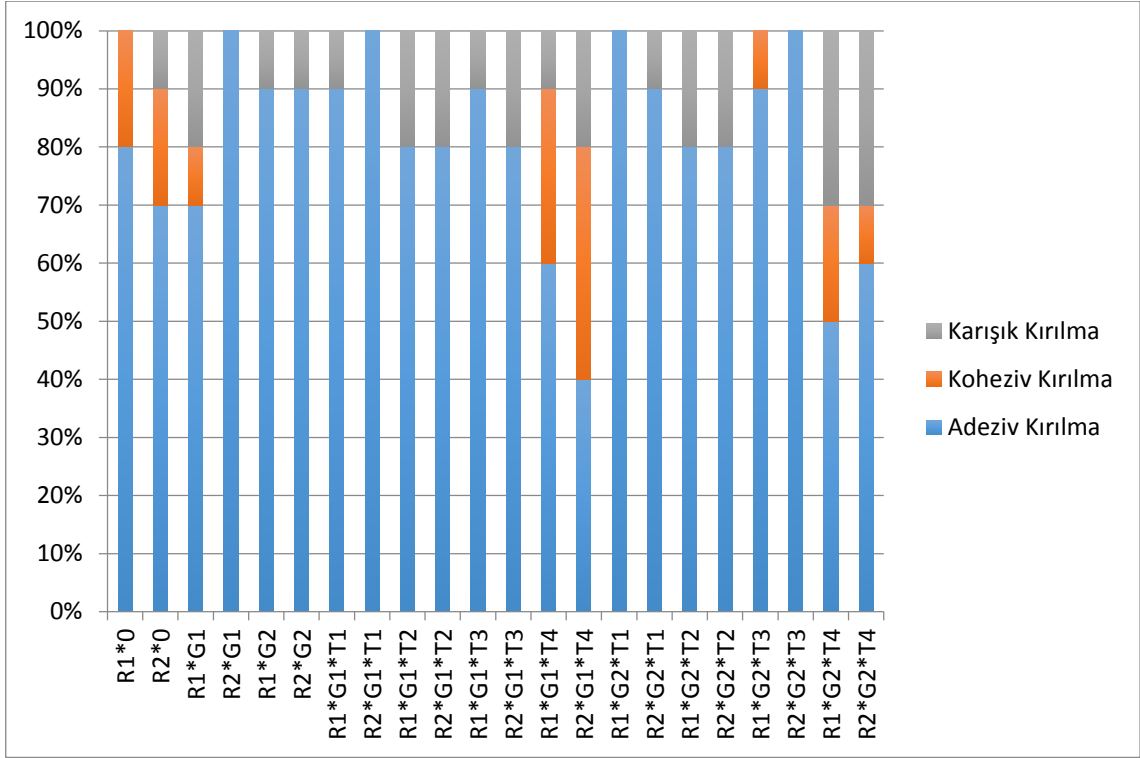
Şekil 4.3. Farklı temizleme yöntemleri sonrası dentin yüzeyinde oluşan elementsel dağılım; A; G1, B; G2, C; G1*T1, D; G1*T2, E; G1*T3, F; G1*T4, G; G2*T1, H; G2*T2, I; G2*T3, J; G2*T4.

4.2. Kırılma Tiplerinin Analizi

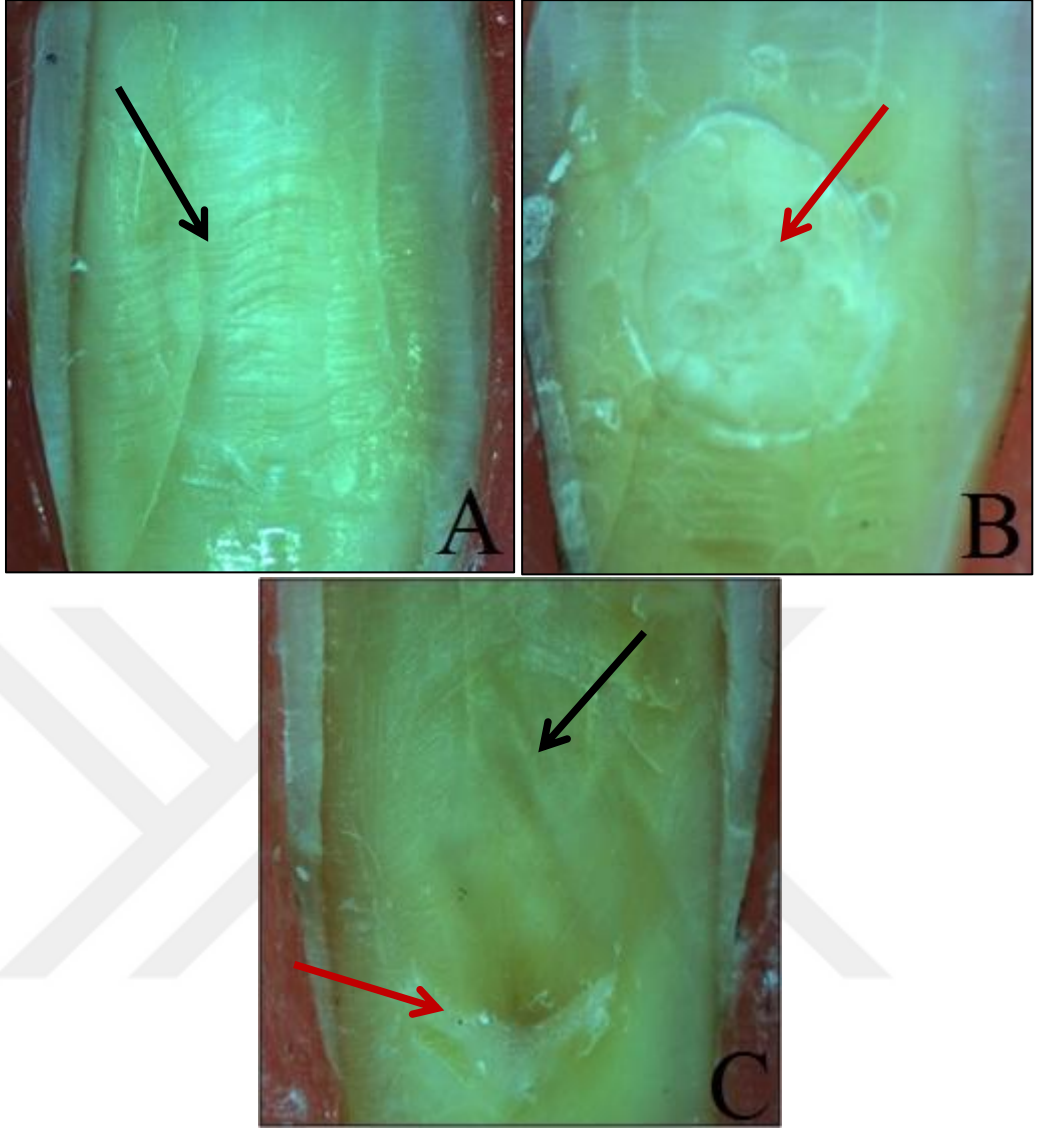
Çalışma gruplarına ait kırılma tiplerinin dağılımı Tablo 4.2 ve Şekil 4.4'te gösterilmiştir. Test örneklerinin kırılma tipi analizi sonucunda makaslama bağlantı değerlerinin yüksek olmamasından dolayı çoğunlukla adeziv ve karışık tip kırılmaların olduğu gözlenmiştir (Tablo 4.2). Kırılma tiplerinin stereomikroskop görüntüleri Şekil 4.5'de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Kırılma tiplerinin çalışma gruplarına göre dağılımı

Gruplar	Adeziv	Koheziv	Karışık
	Kırılma	Kırılma	Kırılma
R1*0	8	2	0
R2*0	7	2	1
R1*G1	7	1	2
R2*G1	10	0	0
R1*G2	9	0	1
R2*G2	9	0	1
R1*G1*T1	9	0	1
R2*G1*T1	10	0	0
R1*G1*T2	8	0	2
R2*G1*T2	8	0	2
R1*G1*T3	9	0	1
R2*G1*T3	8	0	2
R1*G1*T4	6	3	1
R2*G1*T4	4	4	2
R1*G2*T1	10	0	0
R2*G2*T1	9	0	1
R1*G2*T2	8	0	2
R2*G2*T2	8	0	2
R1*G2*T3	9	1	0
R2*G2*T3	10	0	0
R1*G2*T4	5	2	3
R2*G2*T4	6	1	3



Şekil 4.4. Test gruplarına göre kırılma tiplerinin dağılımı



Şekil 4.5. Kırılma tiplerine ait stereomikroskop görüntüleri. A) R1*G1*T2 grubuna ait adeziv kırılma görüntüsü, B) R2*G1*T4 grubuna ait koheziv kırılma görüntüsü, C) R1*G2 grubuna ait karışık kırılma görüntüsü, Siyah ok: dentin, Kırmızı ok: rezin siman

5. TARTIŞMA

Yeni materyallerin geliştirilmesi, uygulama hatalarının tespiti ve materyallerin klinik başarısının değerlendirilmesi için, klinik çalışmaların yanında laboratuvar testleri de uygulanır. Klinik çalışmalar bir materyalin etkinliğinin değerlendirilmesinde en güvenilir yöntem olmasına karşın, bu çalışmaların gerçekleştirilmesi, hasta takibi, uzun zaman alması ve standardizasyonun sağlanması bakımından oldukça güçtür. Bağlantı dayanımı, mikrosızıntı ya da marjinal adaptasyon gibi laboratuvar testleri dental materyallerin özelliklerinin kısa süre içerisinde değerlendirilmesini sağlar. Bu özellikler sabit protetik restorasyonların biyolojik ve mekanik olarak stabil kalması için önemlidir. Laboratuvar çalışmaları sonuçlarını göz önüne alarak kesin bir sonuca varılamasa da dental materyallerin özellikleri hakkında önemli bilgiler edinilir.^{10,75} Yapılan bu laboratuvar çalışmasında da iki farklı geçici siman uygulanmış dentin yüzeylerinde yapılacak farklı siman temizleme işlemlerinin rezin-dentin bağlantısına etkisi incelenerek literatüre katkı sağlanması düşünülmüştür.

Bu çalışmanın sonucunda geçici siman artıklarının dentin yüzeyinden Er:YAG lazer ile temizlenmesi sonucu, rezin simanların bağlantı dayanımı değerini arttıracığı yönündeki hipotezi kabul edilmiştir.

Laboratuvar şartlarında gerçekleştirilen bağlantı dayanımı testlerinde insan veya sığır dişlerinin kullanımı önerilmektedir.^{77,78} Sığır dişleri insan dişleri ile karşılaştırıldıklarında aynı genetik yapıdan gelmeleri nedeniyle benzerlik gösterirler. Ancak sığır dişlerinin daha homojen mineral yapıları ve daha geniş yüzey alanına sahip olması en önemli avantajlarıdır.⁷⁹

Sanches ve ark.⁸⁰ sığır dişlerindeki dentin tübüllerinin insan dişlerindeki dentin tübüllerine göre daha geniş olmasından dolayı yapılacak çalışmalarda sığır dişlerindeki yüzeyel dentin dokusunun kullanılması gerektiğini ifade etmişlerdir. Bu nedenle, sığır

dişlerinin kullanıldığı çalışmalarda elde edilen veriler değerlendirilirken, insan dişleri ile arasındaki morfolojik, kimyasal ve fiziksel özellik farklılıkları dikkate alınmalıdır.⁷⁸ Yapılan bu çalışmada da, sığır dişlerindeki yapısal farklılıklar nedeniyle insan dişlerinin kullanılması tercih edilmiştir.

Bağlantı dayanımı testleri yapılan çalışmalarda ideal durum, planlanan çalışmanın dişlerin çekiminden kısa bir süre sonra yapılmasıdır. ISO, 6 aydan daha uzun süre bekletilen dişlerin dentin proteinlerinde oluşan dejeneratif değişiklikler nedeniyle bağlantı dayanımı ölçümlerinde kullanılmaması gerektiğini belirtmiştir.⁷⁷ Bu doğrultuda, yapılan bu çalışmada çekimden sonra 3 aydan daha uzun süre geçmemiş dişlerin kullanılmasına özen gösterilmiştir.

Literatürde, laboratuvar çalışmalarında kullanılacak dişlerin deney öncesi bekletme süresindeki dezenfeksiyonu ve saklama koşulları için net bir görüş birliği yoktur. Yapılan çalışmalarda, dişler soğutucularda dondurularak veya distile su, kloramin, formalin, timol, saline, sodyum hipoklorit gibi belli oranlarda hazırlanmış solüsyonlarda bekletilmiştir.^{81, 82} Zheng ve ark.⁸³ dişlerin deney öncesinde -20 °C' de dondurulmasını ya da +4 °C' de %1' lik kloramin solüsyonu içinde bekletilmesini önermektedir. Mobarak ve ark.⁸¹ farklı bekletme solüsyonlarının kompozit rezinin dentine olan bağlantısı üzerine etkisini araştırdıkları çalışmada, dişlerin %0.5' lik kloramin T solüsyonunda kısa (2 hafta) ve uzun (2 yıl) süreli bekletilmesi ile oda ısısında kuru olarak bekletilmesinin arasında herhangi bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca, Mobarak ve ark.⁸¹ yaptıkları çalışmada hangi koşullarda bekletilmiş olursa olsun, dişlerin bağlantı dayanımı testlerinden önce iki hafta boyunca distile suda bekletilmesi gerektiğini önermişlerdir.

Bağlantı dayanımı testlerinde örneklerin saklama koşullarındaki farklılıklardan dolayı ISO tarafından, in vitro bağlantı çalışmalarında en uygun saklama solüsyonunun

kısa aralıklarla yenilenen distile su olması gerektiğini belirtmiştir.⁷⁷ Solüsyon içerisindeki bakteriyel çoğalmayı engellemek için kullanılan glutaraldehit, sodyum hipoklorit gibi dezenfektanlar bağlantı yüzeyine penetre olup test sonuçlarını etkileyebilmektedir.⁸¹ Bu nedenle, saklama solüsyonları içerisindeki kimyasalların test sonuçlarını etkilememesi için, yapılan bu çalışmada saklama solüsyonu olarak kısa aralıklarla yenilenen distile su kullanımı tercih edilmiştir.

Diş preperasyonu sırasında önemli miktarda sağlam diş dokusunun uzaklaştırılması gerekmektedir. Kuru preperasyonu sonrasında açığa çıkan dentin yüzey alanının bir molar dişte yaklaşık 1 cm² olduğu saptanmıştır.⁸⁴ Preperasyonla uzaklaştırılan diş dokularının miktarına ve dişin boyutuna bağlı olarak dentin yüzeyinde yaklaşık olarak 1-2 milyon dentin tübülü açığa çıkmaktadır.⁸⁴ Bağlantı dayanımı testlerinde bağlantı alanı için kullanılan dentin yüzeyi ve derinliği bağlantı dayanıklılığı açısından önemli bir rol oynamaktadır.⁸⁵ Dentin yüzeyi açığa çıktıktan sonra dentin tübülleri içerisindeki dentin sıvısı preperasyon yüzeyine doğru harekete geçer. Pulpaya yakın preperasyon sırasında dentin kanallarının genişliklerinin artmasına bağlı olarak dentin sıvısında da artış olur.⁸⁴ Bu nedenle pulpaya yakın, derin dentin yüzeylerindeki rezin simanın bağlantı dayanımı düşer. Pulpa odasına yaklaşıldıkça ortamın daha nemli olması da rezin-dentin bağlantısını olumsuz yönde etkiler.^{28,29} Yesilyurt ve Bulucu⁸⁵ total etch adezivlerin derin ve yüzeyel dentine olan bağlantı dayanımını inceledikleri çalışmada, derin ve yüzeyel dentin dokuları arasında bağlantı dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulamamışlardır. Ancak, yüzeyel dentindeki bağlantı dayanımı değerlerinin, derin dentinde oluşan bağlantı dayanımı değerlerine göre daha yüksek olduğunu saptamışlardır. Yapılan bu çalışmada da, standart bir yüzey oluşturabilmek için rehber frezler yardımıyla dişin vestibül yüzeyinden 2 mm' lik bir preperasyon yapılarak dentin yüzeyi açığa çıkarılmıştır.

Yapılan bazı çalışmalarda^{1,7,51} kullanılacak dentin yüzeylerinin standart bir smear tabakasına sahip olması için sırasıyla 320 ve 600 grenli silikon karbit kağıtları ile her örnek için 30 sn olacak şekilde su altında aşındırma yapılmıştır. Değişik gren boyutuna sahip silikon karbid kağıtlar ile oluşturulan yüzeyin bağlantı dayanımına etkisinin incelendiği çalışmalarda, 600 grenli karbid kağıt ile oluşturulan yüzeyin 320 grenli karbid kağıt kullanımından sonra bitirme frezinin uygulanması ile oluşturulan yüzeye benzer özelliklere sahip olduğu bildirilmiştir.^{84,86} Bu çalışmada da örneklerde standart bir dentin yüzeyi ve smear tabakası elde edebilmek amacıyla sırasıyla su altında 320 ve 600 grenli silikon karbit kağıtlar her bir örnek için 30 sn olacak şekilde kullanılmıştır.

Geçici simanlar, daimi restorasyonlar yapılana kadar geçici restorasyonların prepare edilmiş diş üzerine simantasyonu için kullanılmaktadır. Dentin dokusu ilk prepare edildiği anda adeziv bağlantı için en ideal olduğu durumdadır.⁵ Bu aşamadan sonra dentine olan bağlantı dayanımını düşüren en önemli etken, dentin yüzeyinin geçici siman artıkları ile kontamine olmasıdır.^{5,87}

Öjenol, serbest radikal polimerizasyonunu inhibe eden bir materyaldir.⁸⁸ Öjenol içerikli geçici simanların bu özelliği, daimi simantasyon için rezin simanların kullanıldığı durumlarda rezin polimerizasyonunu olumsuz yönde etkiler.⁸⁹ Bu şekilde rezin simanının dental dokulara olan bağlantı dayanımı düşer ve daimi restorasyonun desimantasyon riski artar.¹⁰ Yapılan bu çalışmada, rezin simanın dentine olan bağlantısına öjenolün etkisini değerlendirmek amacıyla öjenol içeren (RelyX Temp N) ve öjenol içermeyen (RelyX Temp NE) geçici simanlar kullanılmıştır.

Öjenol içerikli geçici simanlardan öjenol salınımı, öjenolün siman içerisinden hidrolize olması sonucu meydana gelir.^{8,90} Simanın yapısından öjenol salınımı simantasyonu takip eden ilk gün içinde en üst seviyeye ulaşır ve dakikada 0.3 µmol'u

bulur.⁸ Daha sonra salınım yavaşça azalarak 14 gün sonunda dakikada 0.08 µmol seviyesine düşer.⁸ Öjenol salınımı için 7 günlük periyot hem klinik olarak kabul edilebilir hem de bu süre içinde öjenolün rezin siman bağlantısını etkileyebileceği düşünüldüğünden, yapılan çalışmalarda geçici simantasyonun etkisi 7 gün sonra değerlendirilmiştir.^{5, 8} Silva ve ark.³ farklı sürelerde uygulanan ojenollü ve ojenolsüz geçici simanların rezin simanların adezyonuna etkisini araştırdıkları çalışmada en düşük bağlantı dayanımını, öjenol içeren geçici simanın 24 saat sonra temizlenip anında rezin siman uygulanması sonucunda bulmuşlardır. Carvalho ve ark.⁸⁹ öjenol içerikli geçici simanın farklı adeziv sistemlerinin dentine olan bağlantısına etkisini araştırdıkları çalışmada en düşük bağlantı dayanımını öjenol içeren geçici simanın 24 saat uygulandıktan sonra temizlenip self etch adeziv sistemin uygulanması sonucunda bulmuşlardır. Yapılan bu çalışmada, öjenollü geçici siman kullanımı sırasında meydana gelen öjenol salınımı göz önünde bulundurularak geçici simantasyon sonrası test örnekleri 7 gün boyunca oda sıcaklığındaki distile su içerisinde bekletilmiştir.

Çinko oksit öjenol simanın hemen alt katmanlarında öjenol konsantrasyonu 10^{-2} M civarında iken bu oran pulpa dokusuna komşu bölgelerde 10^{-4} M'dür.⁸⁹ Bu durum öjenol konsantrasyonunun simana yakın yerlerde daha çok olduğunu ve simandan pulpaya doğru gidildikçe azaldığını bildirmektedir. Bu çalışmada, direk smear tabakası üzerine uygulanan self-etch adezivlerin bağlantı dayanımı değerlerinin total-etch adeziv sistemlerinden daha düşük olduğu bulundu.

Total etch adeziv sistemlerde %30-%40 oranında fosforik asit, dentini ortalama 3-5 µm derinliğinde demineralize etmek için kullanılır. Bu işlemin aynı zamanda dentin yüzeyinde bulunan artık öjenolü de kaldırdığı düşünülmektedir.^{3,10} Buna karşılık self-etch adezivlerde demineralizasyon derinliği sınırlı bir düzeyde kalmaktadır. Bu durum öjenolün self-etch adezivlerde daha belirli bir şekilde negatif etki ettiğini gösterir.^{3,89}

Bu çalışmada da öjenollü geçici siman uygulanması sonrası total etch rezin simanların bağlantı dayanımı değerleri, self etch rezin simanların bağlantı dayanımı değerlerinden yüksek bulunmuştur.

Bazı çalışmalarda öjenol içerikli materyallerin uygulanması sonrası rezin-dentin bağlantı değerlerindeki düşüşü, adezyon sağlanmadan önce tam olarak temizlenmemiş siman artıkları nedeniyle olabileceğini bildirilmiştir.^{5,6,52,70} Bu çalışmada da rezin simanın temizleme işlemi uygulanmamış dentin yüzeyleri üzerinde oluşan bağlantı dayanımı değerleri farklı temizleme işlemi uygulanmış örneklere nazaran daha düşük olduğu bulunmuştur.

Daimi restorasyon uygulanmadan önce geçici restorasyonların çıkarılması ve geçici siman artıklarının temizlenmesi gerekmektedir.⁵ Literatürde dentin yüzeyinden geçici siman artıklarını temizlemek için farklı kimyasal ve mekanik temizleme yöntemlerinin kullanıldığı çalışmalar mevcuttur.^{1,8} Bu çalışmada, geçici siman artıklarının dentin yüzeyinden temizlenmesi için mekanik yöntem olarak el aleti, sarı bantlı frez ve Er:YAG lazer, kimyasal yöntem olarak da %2' lik klorheksidin glukonat solüsyonu uygulanmıştır.

Santos ve ark.¹ farklı dentin temizleme yöntemleri sonrası self adeziv rezin simanın bağlantı dayanımını inceledikleri çalışmada dentin yüzeyinde el aleti, klorheksidin glukonat solüsyonu ve pomza uygulanması sonrası rezin simanın bağlantı dayanımı değerleri arasında fark bulamamışlardır. Saraç ve ark.⁶⁸ yaptıkları çalışmada el aleti ve %2'lik klorheksidin glukonat solüsyonu ile geçici siman artıklarının temizlenmesi sonrası rezin simanın dentine olan bağlantı dayanımında fark bulamamışlardır.

Grasso ve ark.⁷⁰ da geçici siman artıklarının dentin yüzeyinden hava-su spreyi, el aleti ve %0.12' lik klorheksidin glukonat solüsyonu ile uzaklaştırılması sonrasında,

geriye kalan geçici siman artıklarını ışık mikroskop yardımıyla incelemişler ve temizleme yöntemleri arasında herhangi bir fark bulamamışlardır. Zortuk ve ark.⁵¹ geçici siman artıklarının dentin yüzeyinden temizlenmesi sonrası yaptıkları elektron mikroskobu değerlendirmelerinde, el aleti ile yapılan temizliğin artıkları tamamen ortadan kaldıramadığını ve ek bir temizleme yöntemi uygulanması gerektiğini bildirmişlerdir.

Altintas ve ark.⁵ farklı tipteki geçici siman artıklarını dentin yüzeyinden el aleti ve temizleme frezi (Opticlean, Kerr, ABD) ile 1 dk. boyunca temizledikten sonra self etch rezin simanın bağlantı dayanımı değerlerini inceledikleri çalışmada temizleme frezinin, tüm geçici siman tiplerinde en düşük bağlantı değerini verdiğini göstermişlerdir.

Bu çalışmada da el aleti ve sarı bantlı elmas frez ile geçici siman artıklarının temizlenmesi, rezin simanların dentin yüzeyine olan bağlantı dayanımı değerlerini düşürmüştür. El aleti veya sarı bantlı frez ile yapılan temizlik sonrası siman artıklarının tam olarak ortadan kalkmadığını ve bu temizleme yöntemlerine ek olarak farklı bir temizleme yöntemi kullanılması gerektiğini düşünmekteyiz.

Klorheksidin, antibakteriyel etkinliği ve MMP inhibitöre etkisi nedeniyle diş yüzeylerinin temizliğinde kullanılan kimyasal bir ajandır.^{65,66} Günümüzde klorheksidin kullanımının avantajları olmasına rağmen bazı çalışmalar klorheksidin kullanımının rezin yapılı materyallerin bağlantı dayanımı değerlerini düşürdüğünü,^{67,68} bazı çalışmalar da herhangi bir etkisi olmadığını göstermiştir.^{69,91}

Di Hipólito ve ark.⁹² yapmış oldukları çalışmada dentin yüzeyine %0.2 ve %2 konsantrasyonlarında klorheksidin glukonat uygulanmasının iki farklı self adeziv rezin simanın dentine olan bağlantısına etkisini incelemişler ve 24 saat sonunda her iki self adeziv rezin simanın klorheksidin glukonat solüsyonları uygulanması sonrası dentine

olan bağlantı dayanımlarının anlamlı derecede düştüğünü bildirilmişlerdir. TEM ve EDS analizlerinde dentin yüzeylerinde klorin kalıntıları tespit etmişler ve klorin varlığının kimyasal etkileşim yoluyla bağlantı dayanımını düşürdüğünü öne sürmüşlerdir. Ayrıca % 2' lik klorheksidin glukonat varlığında dentin yüzeylerindeki kalsiyum seviyesindeki düşüşün, klorheksidin maddesinin dentin yüzeylerinden kalsiyum salınımını arttırdığı ve bu sebeple bağlantıyı olumsuz yönde etkilediği belirtilmiştir.⁹³

Klorheksidin, dentin yüzeyinde Ca iyonu kopararak iyonik çözülmeye uğrayan bir solüsyondur.⁹² Klorheksidin doğal pH' da pozitif yüklü bir materyal olduğundan, mineralize dentin dokusundaki hidroksiapatit kristalleri içerisindeki negatif yüklü fosfat iyonlarına ilgisinin olabileceği düşünülmektedir.^{94,95}

Yapılan bu çalışmada, EDS analizi sonuçlarına göre dentin yüzeyine % 2' lik klorheksidin glukonat solüsyonunun uygulanması kalsiyum seviyesinde düşüşe sebep olmuştur. Bu durum klorheksidinin dentin dokusundaki inorganik yapı ile etkileşime girdiğini göstermektedir. Diş sert dokularındaki inorganik içeriğin azalması veya dış etkenler ile çözünmesi sonucu adeziv bağlantı kuvvetlerinin de azaldığı bilinmektedir.⁹⁴ Bu çalışmada da %2' lik klorheksidin glukonat solüsyonunun dentin yüzeyine uygulanması sonucu Ca iyonundaki düşüşün inorganik yapıyı etkilediği ve bu nedenle dentine olan bağlantı dayanımını diğer temizleme yöntemlerine göre daha fazla azalttığı düşünülmüştür.

EDS analizlerine göre %2' lik klorheksidin glukonat solüsyonu uygulanması dentin yüzeyinde fosfor iyonlarında da düşüşe neden olmuştur. Fosfor iyonları fosfat iyonun bileşiminde yer alır. Yapılan çalışmalarda da belirtildiği gibi klorheksidinin fosfat iyonlarına bağlanabileceği ve rezin simanların dentine olan bağlantı dayanımını düşürebileceği bildirilmiştir.^{92,95} Bu nedenle, dentin yüzeyindeki fosfor iyonunun

azalmasının, inorganik yapıyı azalttığını ve sonuç olarak rezin simanın dentine olan bağlantı dayanımını düşürdüğü düşünülmüştür.

Klorheksidin ile temizlenen dentin yüzeylerine total etch rezin siman uygulanması daha yüksek bağlantı değerleri oluşturmuştur. Bu durum, klorheksidin solüsyonunun sadece yüzeysel dentin bölgelerindeki inorganik yapıyı etkilediği görüşünü desteklemektedir. Elde edilen sonuçlara göre, yüzeysel dentin bölgesindeki inorganik yapının etkilenmesi sonucu, klorheksidin uygulanmasından self etch rezin simanın total etch rezin simana göre daha fazla etkilendiğini düşünülmüştür.

Hiraishi ve ark.⁹⁶ dentin yüzeyine uygulanan % 2' lik klorheksidin glukonat içeren kavite dezenfektanının total etch, self etch ve self adeziv rezin simanların bağlantı dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada, total etch rezin simanın bağlantı dayanımı değerlerinin etkilenmediğini, self etch ve self adeziv rezin simanların bağlantı dayanımı değerlerinin anlamlı derecede düştüğünü bildirilmişlerdir. Ayrıca self etch ve self adeziv rezin siman gruplarında klorheksidinin smear tabakasındaki yüzeysel serbest apatitlere bağlanmasının, primer monomerinin fonksiyonunu azalttığını ve klorheksidin solüsyonunun dentinden uzaklaştırıldıktan sonra kalan nemliliğin bağlantıyı olumsuz yönde etkilediğini belirtmişlerdir.

Sharma ve ark.⁹⁷ farklı içerikteki kavite dezenfektanlarının iki farklı bağlayıcı sistem ile uygulanmış kompozit rezinlerin dentine olan bağlantı dayanımını inceledikleri çalışmada, % 2' lik klorheksidin glukonat içerikli kavite dezenfektanının self etch sistemlerde bağlantı dayanımını düşürdüğünü göstermişlerdir. Klinik uygulamada, kavite dezenfektanı olarak klorheksidin glukonat solüsyonu kullanılması gerektiğinde, bağlayıcı olarak total etch sistemine sahip olan malzemelerin tercih edilmesini önermişlerdir.

Saraç ve ark.⁶⁸ farklı temizleme yöntemleri sonrası total-etch rezin simanın dentine olan bağlantı dayanımını araştırdıkları çalışmada el aleti ile %2' lik klorheksidin gluakanat solüsyonu içeren temizleyici ajan kullanımını arasında istatistiksel olarak herhangi bir farkın bulunmadığını göstermişlerdir.

Zhou ve ark.⁹⁸ ise yaptıkları çalışmalarında self etch sisteme sahip bir primerin içerisine % 0.05, % 0.1, % 0.5 ve % 1 konsantrasyonda klorheksidin glukonat ilave etmişlerdir. 24 saat ve 1 yıl sonunda klorheksidin glukonat ilave edilen ve edilmeyen primerlar kullanılarak hazırladıkları örneklere mikrogerilim bağlantı dayanımı testi uygulamışlardır. 24 saat sonunda kontrol grubu ve klorheksidin ilave edilmiş grupların bağlantı dayanımı değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı ancak 1 yıl sonunda primere % 0.1, % 0.5 ve % 1 konsantrasyonlarda ilave edilen gruplarda bağlantı dayanımı değerleri, klorheksidin glukonat ilave edilmemiş gruplara göre daha yüksek bulunmuştur.

%2' lik klorheksidin glukonat solüsyonun dentin üzerine uygulaması sonucunda dentin yüzeyinde çökeltilerin oluştuğu düşünülmektedir. Bu çökeltilerin varlığı solüsyonun pH' ı ile ilişkilidir. pH 5.5 ve 7.5 arasında iken yüksek oranlarda klorheksidin solüsyonu çözünür.⁹² Diğer bir çalışmada dentin yüzeyine %2' lik klorheksidin glukonat solüsyonu uygulanması sonrasında pH' ın yükseldiği görülmüştür.⁹⁹ Dentin yüzeyindeki pH artışının rezin simanların bağlantı dayanımını etkilediği düşünülmektedir.

Saraç ve ark.⁶⁸ dentin yüzeyine uyguladıkları iki farklı %2' lik klorheksidin solüsyonu içeren temizleme ajanına göre döner aletler yardımıyla uygulanan ajanının daha yüksek bağlantı dayanımı sonuçları verdiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada, geçici siman artıklarının temizlenmesi için %2' lik klorheksidin glukonat solüsyonu dentin yüzeylerine pamuk peletler yardımıyla uygulanmıştır. Solüsyonun döner veya ultrasonik

aletler yardımıyla uygulanmasının, rezin simanların bağlantılarını değiştirebileceği düşünülmektedir.

Bu çalışmada da dentin yüzeyine %2' lik klorheksidin glukonat solüsyonu uygulanması rezin simanların dentine olan bağlantı dayanımı değerlerini düşürmüştür.

Literatürde diş sert dokularına bağlanmayı arttırmak amacı ile Er:YAG lazer kullanımı ile ilgili farklı bilgiler mevcuttur. Lazer uygulanan diş sert doku yüzeylerindeki morfolojik değişiklikler kullanılan lazer sistemine ve uygulanan parametrelere göre farklılıklar göstermektedir.¹⁰⁰ Er:YAG lazerler dentin yüzeyine uygun parametrelerle uygulandığında mikromekanik bağlantıyı arttıran pürüzlü yüzeyler oluştururlar.⁷

Er:YAG lazer uygulanmış diş sert dokuları üzerinde yapılan elektron mikroskobu incelemelerinde, asit ile pürüzlendirilmiş yüzeylere benzer yüzey özellikler olduğu gösterilmiştir.⁵¹

Capa ve ark.⁶¹ dentin yüzeyine Er:YAG lazer uygulamasının farklı rezin simanların bağlantı dayanımına etkisini incelemek amacıyla yaptıkları çalışma sonucu Er:YAG lazerin rezin simanların bağlantı dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir.

Monghini ve ark.¹⁰¹ yaptıkları çalışmada dentin yüzeyine asit ve Er:YAG lazer uygulaması sonrası yaptıkları elektron mikroskobu değerlendirmesinde lazer uygulanan yüzeylerin asit uygulanan yüzeylere göre oldukça farklı olduğunu bildirmişlerdir. İntertübüler dentin peritübüler dentine göre daha fazla su ve daha az mineral yapısında olduğu için lazer uygulamalarında daha çok ablasyonuna uğrar. Bu durum adezyon için yüzey alanının daha fazla artmasına sebep olur.⁶¹

Zortuk ve ark.⁵¹ geçici siman artıklarının farklı yöntemlerle temizlenmesi sonrası uygulanan rezin simanın bağlantı dayanımını inceledikleri çalışmada Er:YAG lazer

uygulaması ile, el aleti, pomza ve temizleme frezi uygulamaları arasında bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Günümüzde çoğu araştırmacı simanların dentin yüzeyine bağlantısında Er:YAG lazer veya Er,Cr:YSGG lazerin etkisini inceleyen çalışmalar yapmaktadır.^{7,102-104} Bu lazerlerin her ikisi de uygun parametrelerle kullanıldığında simanın bağlantısını olumlu yönde etkileyen mikromekanik bağlantıyı artırıcı etki oluştururlar.^{7,102}

Korkmaz ve ark.⁶² farklı tipteki kompozit dolgu materyallerinin, elmas frez ve farklı güçlerdeki Er,Cr:YSGG lazerler ile hazırlanan dentin yüzeyine olan makaslama bağlantı dayanımını inceledikleri çalışmada, frez ve lazer kullanımı arasında herhangi bir fark olmadığını göstermişlerdir.

Yapılan bu çalışmanın sonuçlarına göre Er:YAG lazerin temizleme yöntemi olarak kullanılması ile, rezin simanların dentin yüzeyine olan bağlantı dayanımı değerleri artmıştır. Er:YAG lazerin uygulanması, siman artıkları ve smear tabakası ile kaplı dentin kanallarının açarak daha poröz bir yapı oluşturmuş ve mikromekanik bağlantıyı arttırmıştır.

Taramalı elektron mikroskopu, katı cisimlerin mikro yapılarını değerlendirmek amacıyla yapılan bir yüzey inceleme yöntemidir.⁸⁴ TEM ile sıvı olmayan ve sıvı özellik taşımayan, her türlü iletken olan ve olmayan örnekler incelenebilir. Tarama işlemi öncesinde incelenecek olan örneklerin belirli koşullar ile hazırlanması gerekir.¹⁰⁵ Yapılan bu çalışmada, geçici siman artıklarının dentin yüzeyinde herhangi bir temizleme yöntemi uygulanmadan ve farklı yüzey temizleme yöntemleri sonrası dentin yüzeyinde oluşan değişiklikleri değerlendirmek için taramalı elektron mikroskopu ile alınan görüntüler kullanılmıştır.

Herhangi bir temizleme yöntemi uygulanmayan kontrol gruplarından alınan elektron mikroskopu görüntülerinde, temizleme yöntemi uygulanan görüntülere göre

çok daha büyüklükte geçici siman artıklarının kaldığı görülmüştür (Şekil 4.2 A,B). Temizleme yöntemleri arasında karşılaştırma yapıldığında, geçici simanların periodontal kazıyıcı ile temizlenmesi sonrası diğer temizleme yöntemlerine göre dentin yüzeyinde daha çok siman artığı kaldığı tespit edilmiştir. Buna göre, klinikte kazıyıcıların siman artıklarını tek başına kaldırmak için yeterli olmadığı düşünülmektedir.

Zortuk ve ark.⁵¹ yaptıkları çalışmada TEM görüntülerine göre el aletlerinin geçici siman artıklarını dentin yüzeyinden tam olarak kaldıramadığını ve ek olarak başka bir temizleme yöntemi uygulanması gerektiğini belirtmişlerdir.

TEM görüntülerine göre periodontal kazıyıcı, sarı bantlı elmas frez ve klorheksidin glukunatin dentin yüzeyinden geçici siman artıklarını tamamen kaldıramadığı ve dentin kanallarının siman artıkları ile tıkalı olduğu görülmektedir (Şekil 4.2 C,D,E,G,H,I). Bu durumun rezin simanın bağlantı dayanımının düşmesine sebep olduğu düşünülmüştür.

TEM bulgularına göre Er:YAG lazerin geçici siman artıklarının temizlenmesi için dentin yüzeyine uygulanması sonucunda diğer temizleme yöntemlerine göre daha çok dentin tübülünü açığa çıkardığı ve geçici siman artıklarını daha etkili bir şekilde uzaklaştırdığı görülmektedir. Ayrıca, Er:YAG lazerin dentin yüzeyinde mikropürüzlü bir yüzey oluşturması da rezin simanın bağlantı dayanımının artmasında önemli bir etken olduğu düşünülmektedir.

Güncel diş hekimliği uygulamalarında adezyonun gelişimi ile birlikte tam seramik kuronların, estetik inley ve onleylerin, prefabrike postların simantasyonunda, hem seramiğe hem de diş sert dokularına kimyasal ve mekanik olarak bağlanabilen rezin simanlar kullanılmaktadır.^{10,58} Resin simanlar polimerizasyon şekline göre ışık ile, kimyasal ve dual (hem kimyasal- hem ışık ile) olarak gruplandırılırlar.^{9,17,106} Işık ile

polimerize olan rezin simanlar, kimyasal olarak ya da dual olarak polimerize olan simanlara göre çalışma zamanlarının kontrolü ile avantaj sağlarlar. Ancak ışık ile polimerize olan rezin simanların polimerizasyon derecesini restorasyonun kalınlığı belirler. Restorasyonların kimyasal olarak sertleşen rezin simanlar ile simantasyonu çalışma ve polimerizasyon sürelerinin hekim tarafından kontrol edilememesi ve içeriklerindeki tersiyer aminlerin ağız ortamında renklenmesi en büyük dezavantajlarıdır. Işık ile sertleşen rezin simanlar daha iyi renk stabilitelere sahiptirler ve çalışma süreleri daha uzundur.¹⁰ Tüm bu değerlendirmeler sonucunda yapılan bu çalışmada hem kimyasal yolla hem de ışık ile polimerize olan dual-cure rezin simanlar kullanılmıştır.

Rezin simanların en önemli özelliği tam seramik kuronlardaki alt yapı materyallerinin bağlantı yüzeylerindeki mikro çatlaklara ve düzensizliklere yayılarak, restorasyonun kırılma direncini arttırmasıdır.²³ Ayrıca diş ve restorasyon ile birlikte hareket ederek, restorasyona gelen kuvvetlerin diş dokusuna daha etkili bir şekilde iletilmesini sağlarlar.¹⁰⁵ Rezin simanların diğer bir avantajı ise, fosfat ve cam iyonomer simanlardan daha translüsens olmaları ve farklı renk alternatiflerinden dolayı üstün estetik özelliklere sahip olmalarıdır.^{105,107}

Günümüzde tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılmak üzere geliştirilmiş olan rezin simanlar hem dentin hem de seramik restorasyonun iç yüzeyine adezyon sağlamaktadır.¹⁰⁸ Seramik-rezin, siman-dentin ara yüzeyleri birlikte hareket eder ve bir kompozit yapı gibi davranır. Seramiğe gelen kuvvetler rezin siman aracılığı ile dentine, yani diş dokusuna daha homojen aktarılır.^{108,109}

Adeziv tekniklerin gelişmesi ve rezin simanların kullanımı sonucunda, uzun dönemde başarılı adezyonun sağlandığı, diş ve tam seramik restorasyonun kırılma direncinin ve marjinal adaptasyonun arttığı, mikrosızıntının azaldığı bildirilmiştir.¹⁰⁹

Rezin simanlar adeziv sistemlerine göre; total etch, self etch ve self adeziv rezin simanlar olarak sınıflandırılır.^{24,110} Total etch ve self etch sistemlerin kullanımı öncesi dentin yüzeyi simantasyon için hazırlanmalıdır. Dentin yüzeyini mikromekanik adezyona uygun hale getirmek için asitlemeyi takiben sırasıyla primer ve bağlayıcı ajan uygulanır. Tüm bu işlemler zaman alıcıdır ve klinik koşullarda uygulama zorluğuna bağlı olarak simantasyon işleminin hassasiyetini artırır.²⁴

Self etch rezin simanlar kullanımının kolay olması nedeniyle total-etch rezin simanlara göre klinik olarak daha çok tercih edilmektedir, ancak total etch rezin simanlara göre dental dokulara daha düşük bağlantı dayanımı gösterdiği bildirilmiştir.^{106,111} Total etch ve self etch rezin simanların hassas ve zaman alıcı olan bu uygulama basamaklarını ortadan kaldırmak için son zamanlarda diş yüzeyine herhangi bir işlem yapılmadan uygulanan self adeziv rezin simanlar piyasaya sürülmüştür.¹⁰

Self adeziv rezin simanlar, kompozit rezinlerin, self etch adezivlerin ve bazı vakalarda geleneksel simanların özelliklerini birleştiren hibrit materyallerdir.^{10,105} Self-adeziv rezin simanların en büyük avantajı, diğer tipteki rezin simanlardan farklı olarak asitleme ve adeziv uygulama basamakları olmadan restoratif materyallere ve diş dokularına iyi bir adezyon sağlamasıdır.^{112,113} Literatürde self adeziv rezin simanların geleneksel rezin simanlara göre iyi bir tedavi seçeneği olup olmadığı hakkında sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu nedenle yapılan bu çalışmada rezin siman olarak bir adet total-etch rezin siman (Variolink II) ve bir adet self-etch rezin siman (Panavia F2.0) kullanılmıştır.

Klinkte kullanılan dental materyallerin etkinliğini değerlendirmek veya piyasaya yeni çıkan bir adeziv sistemin ağız içerisindeki davranışını önceden değerlendirebilmek için laboratuvar koşullarında gerçekleştirilen adezyon testleri uygulanır. Benzer koşullar

altında incelenen materyal ve restorasyonlardan elde edilen sonuçlar klinik kullanım için öngörü oluşturur.⁷³

Ağız içerisinde çok yönlü fonksiyonlar sırasında restorasyonlar ve dental dokular üzerinde oluşan stres komplike bir yapıdadır.^{10,25} Bu streslerin alınan gıdaların oluşturduğu kimyasal ve ısıl gerilimlerle birlikte diş dokusuna daha çok dikey ya da paralel yönde gelen gerilme ve makaslama kuvvetleriyle meydana geldiği belirtilmektedir.^{10,74} Tüm bu kuvvetlerin aynı anda simülasyonu olanıksızdır.²⁵

Bağlantı dayanımı testlerinde yapılan çalışmalar statik ortamda gerçekleştirilir.⁷³ Ağız ortamındaki restorasyonlar ile bağlantı ara yüzeyleri dinamik kuvvetler altındadır. Bu nedenle in-vitro bağlantı dayanımı çalışmalarında yorma testlerinin de yapılmasına ihtiyaç vardır. Böylece adeziv sistemlerin bağlantı dayanımları hakkında kliniğe daha yakın bilgiler edinilmesi sağlanacaktır.⁴⁶

Laboratuvar ortamında dental materyallerin değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemler bağlantı dayanımı testleridir ve bağlantı testleri örneğe uygulanan kuvvetin yönüne göre adlandırılmaktadır. Gerilme testlerinde kuvvet bağlanma yüzeyine dik uygulanırken, makaslama testlerinde bağlanma yüzeyine paralel olacak şekilde uygulanmaktadır.⁷⁴ Adeziv materyallerin dental dokulara veya seramik restorasyon materyallerine bağlanma etkinliklerini değerlendiren çalışmalarda genellikle makaslama ve gerilme bağlantı dayanımı testleri kullanılmıştır.^{73,75} Makaslama ve gerilim testleri gibi in vitro bağlantı dayanım testleri, bağlantı ara yüzeyinde kopma meydana gelene kadar yük uygulaması esasına dayanır. Bu yüzden, dental dokular ile rezin siman arasındaki bağlantı dayanımını test etmek için, stresin en fazla biriktiği bölge olan arayüz bağlantısı esas alınır.⁷³ Hooshmand ve ark.¹¹⁴ standardize edilmiş bağlantı dayanımı testleri için makaslama ve gerilme testlerinin uygun olduğunu bildirmişlerdir. Ancak gerilim testleri diğer testlere göre oldukça

hassastır. Bağlantı ara yüzeyine uygulanan kuvvet sırasında örneklerdeki hatalar veya standart olmayan stres dağılımları sonuçlar üzerinde büyük oranda negatif etki gösterir.¹⁰ Bu nedenle makaslama bağlantı dayanımı testlerinin gerilim veya mikrogerilim testlerine göre bağlantı dayanımı sonuçlarının araştırılmasında daha uygun ve etkili bir yöntem olduğu, klinik durumu daha iyi taklit edebildiği bildirilmiştir.^{75,82} Bu çalışmada da rezin simanın dentin yüzeyine bağlantısının araştırılması için makaslama bağlantı dayanımı testi uygulanmıştır.

Restoratif materyallerin bağlantı dayanımlarını araştıran çalışmalarda, makaslama bağlantı dayanımı testlerinin sonuçları üzerinde başlık hızının etkisinin olduğu bildirilmiştir.¹¹⁵ ISO yapılacak makaslama testleri sırasında başlık hızının 0.75 ± 0.30 mm/dk olması gerektiğini rapor etmiştir.⁷⁷ Çalışmamızda başlık hızı 1 mm/dak olacak şekilde ayarlanmıştır. Resin siman ile diş arasındaki bağlantı ara yüzeyine 90° lik bir açı ile makaslama kuvveti uygulanmıştır.

Literatürde rezin simanın dentine olan bağlantısını test etmek için kullanılan deney örneklerinin boyutları farklılıklar göstermektedir. Büyük örnek alanın küçük örnek alanına göre, daha düşük bağlantı dayanıklılığı değerleri verdiği ileri sürülmektedir.¹¹⁶ Oluşan bu farklılık deney sonucu elde edilen Newton(N) cinsinden kuvvet değerlerinin, deney örneğinin yüzey alanına bölünmesi ile elde edilen, birim alana düşen kuvvetin MPa cinsinden değerlendirilmesi ile standardize edilmiştir. Bu çalışmada geçici akrilik örneklerle aynı boyutlara sahip 4 mm çapında 2 mm yüksekliğinde şablonlar içerisinde polimerize edilen rezin siman örnekleri kullanılmıştır.

Kopma yüzeyi değerlendirmeleri, bağlantı kuvvetlerinin değerlendirilmesi kadar önemlidir. Yesilyurt ve Bulucu⁸⁵ dentin üzerindeki bağlantı dayanıklılığı ile ilgili kopma tipini değerlendirdikleri çalışmada % 2 adeziv, % 14 koheziv, % 26 miks kopma

olduğunu ancak çalışmaların % 58' inde kopma tipinden bahsedilmediğini belirtmişlerdir. Makaslama ve gerilme direnci testleri karşılaştırıldığında, ölçülen bağlantı değerleri arasında belirgin bir fark görülmediği, ancak adeziv tip başarısızlığın, makaslama direnci testleri sonucunda daha sık olarak görüldüğü bildirilmiştir.⁸⁴ Piwowarczyk ve ark.¹¹⁷ kırık tiplerini inceledikleri çalışmada dentin yüzeyinde oluşan adeziv kırıkların çoğu siman ve siman-adeziv alt tabakası arasında oluştuğunu göstermişlerdir. Yaptıkları çalışmanın sonucunda, yüksek bağlantı dayanımı kuvvetlerinin koheziv kırık oranını arttırdığına dair kesin olmayan bir yargıya varmışlardır. Bu çalışmada da bu yargıyı destekler nitelikte koheziv kırığın en çok olduğu gruplarda bağlantı dayanımı kuvvetlerinin diğer gruplara göre yüksek olduğu saptanmıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Dentin yüzeyine uygulanan farklı yapıdaki geçici simanların, farklı yöntemler ile temizlenmesinden sonra iki farklı rezin simanın bağlantı dayanımına etkisinin incelendiği bu çalışmadan elde edilen veriler doğrultusunda;

1. Total etch rezin simanının self etch rezin simana göre dentin yüzeyi üzerinde daha yüksek bağlantı dayanımı değerine sahip olduğu,
2. Öjenol içeren veya öjenol içermeyen geçici siman kullanımı sonrası total etch rezin simanın dentin üzerindeki bağlantı dayanımı değerinin azaldığı,
3. Öjenol içermeyen geçici simanın dentin yüzeyinden kaldırılması sonucunda self etch rezin simanın dentin üzerinde bağlantı dayanımı değerinin arttırdığı, ancak total etch rezin simanın bağlantı dayanımı değerinin düştüğü,
4. Öjenollü geçici siman artıklarının dentin yüzeyinden el aleti ve %2' lik klorheksidin glukonat solüsyonu ile temizlenmesi sonucu self etch rezin simanının dentine olan bağlantı dayanımı değerinin düştüğü,
5. Öjenollü geçici siman artıklarının dentin yüzeyinden el aleti, sarı bantlı elmas frez ve %2' lik klorheksidin glukonat solüsyonu ile temizlenmesi sonucu total etch rezin simanının dentine olan bağlantı dayanımı değerinin düştüğü,
6. Öjenolsüz geçici siman artıklarının dentin yüzeyinden el aleti, sarı bantlı elmas frez ve %2' lik klorheksidin glukonat solüsyonu ile temizlenmesi sonucu total etch ve self etch rezin simanının dentine olan bağlantı dayanımı değerinin düştüğü,
7. Geçici siman artıklarının Er:YAG lazer ile temizlenmesi sonucu her iki rezin simanın da dentine olan bağlantı dayanımı değerlerinde artış görüldüğü sonucuna varılmıştır.

Bu sonuçlar doğrultusunda, yapılacak olan daimi restorasyonların rezin simanlar ile simantasyonunun planlandığı durumlarda, restorasyonun simantasyonundan önce dental dokular üzerindeki geçici siman artıklarının Er:YAG lazer ile temizlenmesinin bağlantıyı arttıracakđı düşünölmektedir.



KAYNAKLAR

1. Santos M, Bapoo H, Rizkalla A, Santos Jr G. Effect of dentin-cleaning techniques on the shear bond strength of self-adhesive resin luting cement to dentin. *Operative dentistry*, 2011, 36: 512-520.
2. Erkut S, Küçükesmen H, Eminkahyagil N, Imirzalioglu P, Karabulut E. Influence of previous provisional cementation on the bond strength between two definitive resin-based luting and dentin bonding agents and human dentin. *Operative dentistry*, 2007, 32: 84-93.
3. Silva J, Queiroz D, Azevedo L, Leal L, Rodrigues J, Lima A, Marchi G, Brito-Júnior M, Faria-e-Silva A. Effect of eugenol exposure time and post-removal delay on the bond strength of a self-etching adhesive to dentin. *Operative dentistry*, 2011, 36: 66-71.
4. Ribeiro JC, Coelho PG, Janal MN, Silva NR, Monteiro AJ, Fernandes CA. The influence of temporary cements on dental adhesive systems for luting cementation. *Journal of dentistry*, 2011, 39: 255-262.
5. Altintas SH, Tak O, Secilmis A, Usumez A. Effect of provisional cements on shear bond strength of porcelain laminate veneers. *European journal of dentistry*, 2011, 5: 373-379.
6. Munirathinam D, Mohanaj D, Beganam M. Efficacy of various cleansing techniques on dentin wettability and its influence on shear bond strength of a resin luting agent. *The journal of advanced prosthodontics*, 2012, 4: 139-145.

7. Taşar S, Ulusoy MM, Meriç G. Microshear bond strength according to dentin cleansing methods before recementation. *The journal of advanced prosthodontics*, 2014, 6: 79-87.
8. Chaiyabutr Y, Kois J. The effects of tooth preparation cleansing protocols on the bond strength of self-adhesive resin luting cement to contaminated dentin. *Operative dentistry*, 2008, 33: 556-563.
9. Hill E, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Australian dental journal*, 2011, 56: 67-76.
10. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials. İçinde: Elsevier Mosby, 2012.
11. O'Brien WJ. İçinde: *Dental Materials and Their Selection*, 3rd ed. USA, Quintessence, 2002.
12. Şen PDD. *Simantasyon*, 1. Baskı, Quintessence, 2011.
13. Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB. Practical clinical considerations of luting cements: A review. *Journal of international oral health: JIOH*, 2014, 6: 116.
14. Manappallil JJ. İçinde: *basic dental materials*, jaypee brothers, 2003.

15. Koroğlu AGDA, Ekren DO, Kurtoğlu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012, 2012.
16. Kamacı M. Dental yapıştırma simanların antimikrobiyal özellikleri. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Konya: Selçuk Üniversitesi, 2011.
17. Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dental clinics of north America*, 2007, 51: 643-658.
18. McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials*, 9th ed., Blackwell Munksgaart, 2008.
19. Sidhu SK, Nicholson JW. A review of glass-ionomer cements for clinical dentistry. *Journal of functional biomaterials*, 2016, 7: 16.
20. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The journal of prosthetic dentistry*, 1999, 81: 135-141.
21. Eksilmez Ş, İzgi AD. *Adeziv köprüler ve klinik uygulamaları*, 1. Baskı. Quintessence 2008.
22. Dayangaç B. *Kompozit rezin restorasyonlar*. 1. Baskı. Güneş Kitabevi, 2011.

23. Uludamar A, Aygün Ş, Özkan YK. Tam seramik restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011,21(2):150-162.
24. Türk AG, Ulusoy M, Önal B. İndirekt restorasyonlarda kullanılan kompozit rezin simanlar. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2014, 35(2):1-8.
25. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. *Sturdevant' s art and science operative dentistry*, 6th ed. Mosby, 2002.
26. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 2007, 28: 3757-3785.
27. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*, 1955, 34: 849-853.
28. Vaidyanathan T, Vaidyanathan J. Recent advances in the theory and mechanism of adhesive resin bonding to dentin: a critical review. *Journal of biomedical materials research part B: applied biomaterials*, 2009, 88: 558-578.
29. Milia E, Cumbo E, Cardoso JA, Gallina G. Current dental adhesives systems. A narrative review. *Current pharmaceutical design*, 2012, 18: 5542-5552.

30. Perdigão J, Reis A, Loguercio AD. Dentin adhesion and MMPs: a comprehensive review. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 2013, 25: 219-241.
31. Spencer P, Ye Q, Park J, Topp EM, Misra A, Marangos O, Wang Y, Bohaty BS, Singh V, Sene F. Adhesive/dentin interface: the weak link in the composite restoration. *Annals of biomedical engineering*, 2010, 38: 1989-2003.
32. Frassetto A, Breschi L, Turco G, Marchesi G, Di Lenarda R, Tay FR, Pashley DH, Cadenaro M. Mechanisms of degradation of the hybrid layer in adhesive dentistry and therapeutic agents to improve bond durability—a literature review. *Dental materials*, 2016, 32: e41-e53.
33. Gregoire G, Ahmed Y. Evaluation of the enamel etching capacity of six contemporary self-etching adhesives. *Journal of dentistry*, 2007, 35: 388-397.
34. Miyazaki M, Tsujimoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, A. Platt J. Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. *Journal of oral science*, 2014, 56: 1-9.
35. Perdigão J, Lopes M, Gomes G. In vitro bonding performance of self-etch adhesives: II—ultramorphological evaluation. *Operative dentistry*, 2008,33(5):534-49.
36. Tsujimoto A, Iwasa M, Shimamura Y, Murayama R, Takamizawa T, Miyazaki M. Enamel bonding of single-step self-etch adhesives: influence of surface energy characteristics. *Journal of dentistry*, 2010, 38: 123-130.

37. Stangel I, Ellis TH, Sacher E. Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dental clinics of North America*, 2007, 51: 677-694.
38. Sauro S, Osorio R, Watson TF, Toledano M. Assessment of the quality of resin–dentin bonded interfaces: An AFM nano-indentation, μ TBS and confocal ultramorphology study. *Dental materials*, 2012, 28: 622-631.
39. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, Dorigo EDS. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental materials*, 2008, 24: 90-101.
40. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental materials*, 2011, 27: 1-16.
41. Reis A, Carrilho M, Breschi L, Loguercio A. Overview of clinical alternatives to minimize the degradation of the resin-dentin bonds. *Operative dentistry*, 2013, 38: E103-E127.
42. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative dentistry*, 2003, 28: 215-235.
43. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *Journal-Canadian Dental Association*, 2003, 69: 726-732.

44. Li F, Liu X-Y, Zhang L, Kang J-J, Chen J-H. Ethanol-wet bonding technique may enhance the bonding performance of contemporary etch-and-rinse dental adhesives. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2012, 14: 113.
45. Lopes G, Vieira L, Monteiro S, de Andrada MC, Baratieri C. Dentin bonding: effect of degree of mineralization and acid etching time. *Operative dentistry*, 2003, 28: 429-439.
46. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research*, 2005, 84: 118-132.
47. Manuja N, Nagpal R, Pandit I. Dental adhesion: mechanism, techniques and durability. *Journal of clinical pediatric dentistry*, 2012, 36: 223-234.
48. Tsuchiya S, Nikaido T, Sonoda H, Foxton R, Tagami J. Ultrastructure of the dentin-adhesive interface after acid-base challenge. *The journal of adhesive dentistry*, 2003, 6: 183-190.
49. Li N, Nikaido T, Takagaki T, Sadr A, Makishi P, Chen J, Tagami J. The role of functional monomers in bonding to enamel: Acid-base resistant zone and bonding performance. *Journal of dentistry*, 2010, 38: 722-730.
50. Inoue G, Nikaido T, Foxton RM, Tagami J. The acid-base resistant zone in three dentin bonding systems. *Dental materials journal*, 2009, 28: 717-721.

51. Zortuk M, Gumus HO, Kilinc HI, Tuncdemir AR. Effect of different provisional cement remnant cleaning procedures including Er: YAG laser on shear bond strength of ceramics. *The journal of advanced prosthodontics*, 2012, 4: 192-196.
52. Rintaro T, Kaoru N, Masahiko O, Minoru K. Characterization of enamel and dentin surfaces after removal of temporary cement. *Dental materials journal*, 1994, 13: 148-154,270.
53. Plotino G, Pameijer CH, Grande NM, Somma F. Ultrasonics in endodontics: a review of the literature. *Journal of endodontics*, 2007, 33: 81-95.
54. Adıgüzel M, Ahmetoğlu F, Altan HO. Diş Hekimliğinde Ultrasonik Kullanımı: Derleme. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2015, 11.
55. Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dental clinics of North America*, 2007, 51: 379-397.
56. Eliades T, Gioka C, Eliades G, Makou M. Enamel surface roughness following debonding using two resin grinding methods. *The European journal of orthodontics*, 2004, 26: 333-338.
57. Özcan A, Sevimay M. Diş hekimliğinde lazer. *Türkiye Klinikleri. Dişhekimliği Bilimleri Dergisi*, 2016, 22.
58. Kılınç B. Asit, Er,Cr: YSGG Lazer Sistemi Ve Kombine Sistem İle Pürüzlendirilen Diş Yüzeylerine Uygulanan Porselen Lamine Veneerlerin Makaslama

Dayanımlarının İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Diyarbakır: Dicle Üniversitesi, 2008.

59. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dental clinics of North America*, 2004, 48: 751-770.

60. Usumez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er, Cr: YSGG laser etching. *The journal of prosthetic dentistry*, 2003, 90: 24-30.

61. Capa N, Aykor A, Ozel E, Calikkocaoglu S, Soyman M. Effect of Er: YAG laser irradiations on shear bond strength of three self-adhesive resin cements to dentin. *Photomedicine and laser surgery*, 2010, 28: 809-821.

62. Korkmaz FM, Baygin O, Tuzuner T, Bagis B, Arslan I. The effect of an erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser on the microleakage and bond strength of silorane and micro-hybrid composite restorations. *European journal of dentistry*, 2013, 7: S33.

63. Ansari ZJ, Fekrazad R, Feizi S, Younessian F, Kalhori KA, Gutknecht N. The effect of an Er, Cr: YSGG laser on the micro-shear bond strength of composite to the enamel and dentin of human permanent teeth. *Lasers in medical science*, 2012, 27: 761-765.

64. Külünk Ş, Saraç D, Çağrı U, Külünk T. Klorheksidin Diglukonat İçeren Dentin yüzeyi temizleyici ajanların bir rezin simanın dentine bağlanma dayanıklılığına etkisi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008, 9.

65. Sabatini C, Pashley DH. Mechanisms regulating the degradation of dentin matrices by endogenous dentin proteases and their role in dental adhesion. A review. *American journal of dentistry*, 2014, 27: 203.

66. Carrilho M, Geraldeli S, Tay F, De Goes M, Carvalho R, Tjäderhane L, Reis A, Hebling J, Mazzoni A, Breschi L. In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. *Journal of dental research*, 2007, 86: 529-533.

67. Ercan E, Erdemir A, Zorba YO, Eldeniz AU, Dalli M, Ince B, Kalaycioglu B. Effect of different cavity disinfectants on shear bond strength of composite resin to dentin. *The journal of adhesive dentistry*, 2009, 11: 343-346.

68. Saraç D, Bulucu B, Saraç YS, Kulunk S. The effect of dentin-cleaning agents on resin cement bond strength to dentin. *The journal of the American dental association*, 2008, 139: 751-758.

69. Shafiei F, Memarpour M. Effect of chlorhexidine application on long-term shear bond strength of resin cements to dentin. *Journal of prosthodontic research*, 2010, 54: 153-158.

70. Grasso CA, Caluori DM, Goldstein GR, Hittelman E. In vivo evaluation of three cleansing techniques for prepared abutment teeth. *The journal of prosthetic dentistry*, 2002, 88: 437-441.
71. Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Ferrari M, Osorio R. Dentin treatment effects on the bonding performance of self-adhesive resin cements. *European journal of oral sciences*, 2010, 118: 80-86.
72. Hülsmann M, Heckendorff M, Lennon A. Chelating agents in root canal treatment: mode of action and indications for their use. *International endodontic journal*, 2003, 36: 810-830.
73. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental materials*, 2010, 26: e100-e121.
74. Ayaz DF, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011, 2011.
75. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental materials*, 2010, 26: e38-e49.
76. Öztürk Ö. Farklı Tam Seramik Sistemleri ile Üretilen ve Farklı Rezin Simanlarla Yapıştırılan Laminate Veneer Restorasyonlarının Mineye Bağlanma Direncini Karşılaştırılmalı Olarak İncelenmesi. Gülhane Askeri Tıp Akademisi Sağlık

Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Ankara: Gülhane Askeri Tıp Akademisi, 2012.

77. Dental Materials-Testing of Adhesion to Tooth Structure. Standardization IOF, ISO/TS 11405:2015.

78. Yassen GH, Platt JA, Hara AT. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *Journal of oral science*, 2011, 53: 273-282.

79. Poggio C, Beltrami R, Colombo M, Chiesa M, Scribante A. Influence of dentin pretreatment on bond strength of universal adhesives. *Acta biomaterialia odontologica scandinavica*, 2017, 3: 30-35.

80. Sanches RP, Otani C, Damião AJ, Miyakawa W. AFM characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching. *Micron*, 2009, 40: 502-506.

81. Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H. Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2010, 104: 92-97.

82. Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 2014, 17: 420.

83. Zheng T, Huang C, Zhang Z, Wang S, Zhang G. Influence of storage methods on microtensile bond strength of dentin adhesive system. *Shanghai kou qiang yi xue*= *Shanghai journal of stomatology*, 2005, 14: 147-150.

84. Sarı F. Farklı Preperasyon Derinliklerinde ve Hassasiyet Giderici Uygulanan Farklı Dentin Bölgelerinde Rezin Esaslı Simanların Bağlanma Dayanımlarının İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Sivas: Cumhuriyet Üniversitesi, 2010.

85. Yesilyurt C, Bulucu B. Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test. *The journal of contemporary dental practice*, 2006, 7: 26-36.

86. McInnes P, Wendt S, Retief D, Weinberg R. Effect of dentin surface roughness on shear bond strength. *Dental materials*, 1990, 6: 204-207.

87. Magne P, Kim TH, Cascione D, Donovan TE. Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2005, 94: 511-519.

88. Marcia Gladwin MB. *Clinical Aspects of Dental Materials; Theory, Practice and Cases*. 4th ed. China, Wolters Kluwer, 2013.

89. Carvalho CN, Loguercio AD, Reis A. Effect of Zoc Temporary Restoration on Resin-Dentin Bond Strength Using Different Adhesive Strategies. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 2007, 19: 144-152.

90. Hashieh IA, Camps J, Dejoux J, Franquin JC. Eugenol diffusion through dentin related to dentin hydraulic conductance. *Dental materials*, 1998, 14: 229-236.
91. de Castro FLA, de Andrade MF, Júnior SLLD, Vaz LG, Ahid FJM. Effect of 2% chlorhexidine on microtensile bond strength of composite to dentin. *Journal of adhesive dentistry*, 2003, 5.
92. Di Hipólito V, Rodrigues FP, Piveta FB, da Cunha Azevedo L, Alonso RCB, Silikas N, Carvalho RM, De Goes MF, D'Alpino PHP. Effectiveness of self-adhesive luting cements in bonding to chlorhexidine-treated dentin. *Dental materials*, 2012, 28: 495-501.
93. Loguercio AD, Stanislawczuk R, Polli LG, Costa JA, Michel MD, Reis A. Influence of chlorhexidine digluconate concentration and application time on resin-dentin bond strength durability. *European journal of oral sciences*, 2009, 117: 587-596.
94. Blackburn RS, Harvey A, Kettle LL, Manian AP, Payne JD, Russell SJ. Sorption of chlorhexidine on cellulose: mechanism of binding and molecular recognition. *The journal of physical chemistry B*, 2007, 111: 8775-8784.
95. Kim J, Uchiyama T, Carrilho M, Agee KA, Mazzoni A, Breschi L, Carvalho RM, Tjäderhane L, Looney S, Wimmer C. Chlorhexidine binding to mineralized versus demineralized dentin powder. *Dental materials*, 2010, 26: 771-778.

96. Hiraishi N, Yiu C, King N, Tay F. Effect of 2% chlorhexidine on dentin microtensile bond strengths and nanoleakage of luting cements. *Journal of dentistry*, 2009, 37: 440-448.
97. Sharma V, Rampal P, Kumar S. Shear bond strength of composite resin to dentin after application of cavity disinfectants–SEM study. *Contemporary clinical dentistry*, 2011, 2: 155.
98. Zhou J, Tan J, Chen L, Li D, Tan Y. The incorporation of chlorhexidine in a two-step self-etching adhesive preserves dentin bond in vitro. *Journal of dentistry*, 2009, 37: 807-812.
99. Freire LG, Carvalho CN, Ferrari PHP, Siqueira EL, Gavini G. Influence of dentin on pH of 2% chlorhexidine gel and calcium hydroxide alone or in combination. *Dental traumatology*, 2010, 26: 276-280.
100. Corona SAM, Souza AEd, Chinelatti MA, Borsatto MC, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Effect of energy and pulse repetition rate of Er: YAG laser on dentin ablation ability and morphological analysis of the laser-irradiated substrate. *Photomedicine and laser therapy*, 2007, 25: 26-33.
101. Monghini EM, Wanderley RL, Pécora JD, Palma Dibb RG, Corona SA, Borsatto MC. Bond strength to dentin of primary teeth irradiated with varying Er: YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology. *Lasers in surgery and medicine*, 2004, 34: 254-259.

102. Obeidi A, Liu P-R, Ramp LC, Beck P, Gutknecht N. Acid-etch interval and shear bond strength of Er, Cr: YSGG laser-prepared enamel and dentin. *Lasers in medical science*, 2010, 25: 363-369.
103. Gurgan S, Kiremitci A, Cakir FY, Gorucu J, Alpaslan T, Yazici E, Gutknecht N. Shear bond strength of composite bonded to Er, Cr: YSGG laser-prepared dentin. *Photomedicine and laser surgery*, 2008, 26: 495-500.
104. Ishida K, Endo T, Shinkai K, Katoh Y. Shear bond strength of rebonded brackets after removal of adhesives with Er, Cr: YSGG laser. *Odontology*, 2011, 99: 129.
105. Gündoğdu M. Seramik Alt Yapı Materyallerinin Mine ve Dentine Bağlanma Dayanımı Üzerine Adeziv Rezin Simanlarının Etkisi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Erzurum: Atatürk Üniversitesi, 2014.
106. Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *The Journal of the American Dental Association*, 2011, 142: 20S-24S.
107. Turgut S, Bagis B, Ayaz EA. Achieving the desired colour in discoloured teeth, using leucite-based cad-cam laminate Systems. *Journal of dentistry*, 2014, 42: 68-74.

108. Borges GA, De Goes MF, Platt JA, Moore K, de Menezes FH, Vedovato E. Extrusion shear strength between an alumina-based ceramic and three different cements. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2007, 98: 208-215.
109. Bulut NB. Klorheksidin Glukonat İçeren Antibakteriyel Ajanların Tam Seramiklerin Dentine Bağlantısına Etkisinin İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2013.
110. Stamatacos C, Simon J. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 2013, 34: 42-44, 46.
111. Weiser F, Behr M. Self-Adhesive Resin Cements: A Clinical Review. *Journal of prosthodontics*, 2015, 24: 100-108.
112. Ferracane JL, Stansbury J, Burke FJT. Self-adhesive resin cements—chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of oral rehabilitation*, 2011, 38: 295-314.
113. Blatz MB, Phark J-H, Ozer F, Mante FK, Saleh N, Bergler M, Sadan A. In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clinical oral investigations*, 2010, 14: 187-192.

114. Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dental materials*, 2002, 18: 179-188.

115. Hara A, Pimenta L, Rodrigues A. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental materials*, 2001, 17: 165-169.

116. Altay N, Akça T. Invitro bağlantı kuvveti ölçme testlerinin değerlerendirilmesi. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2002, 26: 32-38.

117. Piwowarczyk A, Bender R, Ottl P, Lauer H-C. Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dental materials*, 2007, 23: 211-217.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	: Tugay ŞİŞCİ
Doğum Tarihi	: 17.02.1989
Doğum Yeri	: ZONGULDAK
Uyruğu	: TC
Adres	: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 53100, Rize
Tel	: 0464 222 00 00
E-mail	: tugaysisci@hotmail.com
Eğitim	
Lise	: Karadeniz Ereğli Anadolu Lisesi (2007)
Lisans	: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2007-2012)
Uzmanlık	: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2014-2017)
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce	