



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**MİNE YÜZEYİNİN FARKLI AJANLAR İLE
DEPROTEİNİZASYONUNUN ORTODONTİK
BRAKETLERİN BAĞLANMA DAYANIMINA
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

BUKET PALA MUTLU

UZMANLIK TEZİ

Yrd.Doç.Dr.Mehmet Birol ÖZEL

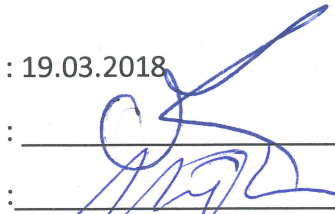
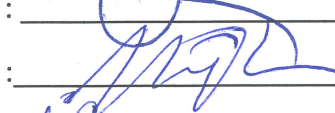
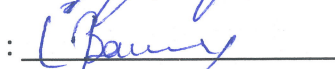
TRABZON-2018

ONAY SAYFASI

Bu Tez Uzmanlık Tezi Standartlarına Uygun Bulunmuştur.

Yrd. Doç. Dr. M. Birol ÖZEL
Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı

Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Dt. Buket PALA MUTLU'nun hazırladığı "Mine yüzeyinin farklı ajanlar ile deproteinizasyonunun ortodontik braketlerin bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi" başlıklı tez Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oy birliği ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 19.03.2018
Danışman Yrd. Doç. Dr. M. Birol ÖZEL : 
Jüri Üyesi Yrd. Doç. Dr. Serkan ÖZKAN : 
Jüri Üyesi Yrd. Doç. Dr. Ü. Barçın ERÖZ DİLAVER : 

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

.....
Prof.Dr.Polat KOŞUCU
Dekan

Mart – 2018
TRABZON

BEYAN

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eseri olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışım olmadığını beyan ederim.

19.03.2018

Buket PALA MUTLU

İthaf

Uzmanlık tezimi, her zaman beni destekleyen canım anneme, babama ve sevgili eşime ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Hem lisans hem de uzmanlık eğitimim boyunca bana büyük emeği geçen, her konuda destek ve yardımcı olan, derdimi dinleyen, olaylara titizlikle yaklaşan değerli tez danışmanım Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın Yrd. Doç. Dr. Mehmet Birol ÖZEL' e,

Uzmanlık eğitimimde emeği geçen, bilgi ve tecrübeleriyle bana katkı sağlayan değerli hocalarım Sayın Yrd. Doç. Dr. Ersan İlsay KARADENİZ, Sayın Doç. Dr. Mehmet BAYRAM ve Sayın Doç. Dr. Ruhi NALÇACI'ya,

Çalışmada kullanılan örneklerin laboratuvarında incelemesi aşamasında bana yardımcı olan Sayın Prof. Dr. Tevfik KÜÇÜKÖMEROĞLU, Arş. Gör. Harun YANAR'a,

Çalışmanın istatistiksel değerlendirmelerinin yapılmasında yardımlarını esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Tezimin hazırlanması sırasında yardımlarını esirgemeyen yetenekli ve tatlı teknisyenlerimiz Canan SEVİM ve İbrahim AYDIN'a, ayrıca sevgili Arş. Gör. Hande BAŞOĞLU ve Gizem YILMAZ'a, sevgili arkadaşlarım Arş. Gör. Burak GÜLNAR, Arş. Gör. Alperen KAMILOĞLU ve Arş. Gör. A. Çağatay ÖZTÜRK'e,

Uzmanlık eğitimim sırasında desteğini ve ilgisini her an yanımda hissettiğim, sevgili arkadaşım Veda BOYNUEĞRİ'ye,

Berber çalışmaktan keyif duyduğum ve bu ortamı bana özletecek tüm çalışma arkadaşlarıma ve bölüm personelimize,

Yaşamım boyunca bana destek olup yol gösteren; sevgileri, sabırları, özverileri ile bugüne gelmemde en çok emeği geçen, beni bu yaşıma getiren canımdan çok sevdiğim değerli annem Yeter PALA, babam Veysel PALA ve ablam Betül PALA'ya,

Fedakarlığını hiçbir zaman esirgemeyen ve her zaman yanımda olan, en iyi dostum, hayat arkadaşım sevgili eşim Süleyman MUTLU' ya en içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
KABUL VE ONAY	
BEYAN	
İthaf	
TEŞEKKÜR	
TABLOLAR DİZİNİ	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ	X
RESİMLER DİZİNİ	XI
KISALTMALAR, SİMGELER VE FORMÜLLER	XIII
1.ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ	3
4. GENEL BİLGİLER	7
4.1. Direkt Yapıştırma	7
4.2. Mine	7
4.2.1. Mine yüzeyinin asitlenmesi	10
4.2.2. Mine yüzeyinin deproteinizasyonu	13
4.2.2.1. Sodyum hipoklorit	14
4.2.2.2.Papain Jel	17
4.2.2.3.Bromelain	18
4.2.2.4. Carisolv™	19
4.3 Ortodontide kullanılan yapıştırma simanları	20
4.3.1. Kompozit rezinler	20

4.3.1.1. Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinler	22
4.3.1.2. Işık ile sertleşen kompozit rezinler	23
4.3.1.3. Hem Işık hem de Kimyasal Sertleşen (Dual-cured) kompozit rezinler	24
4.3.2. Cam iyonomer simanlar	25
4.3.3. Resin modifiye cam iyonomer simanlar	27
4.4. Ortodontik tedavi ve beyaz nokta lezyonları	30
5. GEREÇ VE YÖNTEM	33
5.1.Gereç	33
5.1.1. Dişlerin Seçilmesi ve Saklanması	33
5.1.2. Braketler	33
5.1.3. Asit ve Primer	34
5.1.4. Yapıştırıcılar	35
5.1.5. Deproteinizasyon ajanları	36
5.1.6. Işık Kaynağı	38
5.1.7. Makaslama Testlerinde Kullanılan Test Cihazı	39
5.1.8. Kopma bölgelerinin incelenmesi	39
5.2.Yöntem	41
5.2.1. Dişlerin Hazırlanması	41
5.2.2. Braketlerin Yapıştırılması	41
5.2.2.1. Transbond XT Grupları	41
5.2.2.2. Fuji Ortho LC Automix Grupları	44
5.2.3. Dişlerin Bloklanması	47
5.2.4. Sıyırma Testinin Uygulanması	49
5.2.5. Kopma Bölgelerinin İncelenmesi	51
5.2.6. İstatistiksel Değerlendirme	52

6. BULGULAR	54
6.1. Makaslama testi ile ilgili bulgular	54
6.1.1. Transbond XT ile yapıştırılan grupların 24 saat sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuklarının karşılaştırılması	54
6.1.2. Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 24 saat sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuklarının karşılaştırılması	56
6.1.3. Transbond XT ile ile yapıştırılan grupların 14 gün sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuklarının karşılaştırılması	57
6.1.4. Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 14 gün sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuklarının karşılaştırılması	59
6.1.5. Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 24 saat sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuklarının karşılaştırılması	60
6.1.6. Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 14 gün sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuklarının karşılaştırılması	62
6.1.7. Transbond XT ile yapıştırılan grupların 24 saat ve 14 gün sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuklarının karşılaştırılması	64
6.1.8. Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 24 saat ve 14 gün sonra sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının karşılaştırılması	65
6.2. ARI skorları ile ilgili bulgular	67
6.2.1. Transbond XT ile yapıştırılan ve 24 saat sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının değerlendirilmesi	67
6.2.2. Transbond XT ile yapıştırılan ve 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının değerlendirilmesi	68
6.2.3. Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 24 saat sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının değerlendirilmesi	69
6.2.4. Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının değerlendirilmesi	70

6.2.5. Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 24 saat sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının değerlendirilmesi	71
6.2.6. Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının değerlendirilmesi	73
7. TARTIŞMA	75
7.1. Amaç, Gereç ve Yöntemin Tartışılması	75
7.2. Bağlanma Kuvveti Sonuçlarının Tartışılması	83
7.3. ARI Skoru Bulgularının Tartışılması	92
7.4. Çalışmamızın kısıtlılıkları	94
8. SONUÇ VE ÖNERİLER	95
9. KAYNAKLAR	97
10. EKLER	112
Ek 1. Etik Kurul Onayı	112
Ek 2. Özgeçmiş	114
ÖZGEÇMİŞ	114

TABLolar DİZİNİ**Tablolar**

Tablo 1: Braketlerin diş minesine yapıştırılmasında kullanılan yapıştırıcıların özellik ve içerikleri	36
Tablo 2: Çalışmada kullanılan deproteinizasyon ajanlarının içerikleri ve üretici firmaları	38
Tablo 3: Çalışma grupları	42
Tablo 4: 24 saat sonraki bağlanma değerlerinin iki yönlü ANOVA etkileşim tablosu	54
Tablo 5: 24 saat sonunda Transbond XT ile yapıştırılan grupların makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri	55
Tablo 6: Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 24 saat sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri	56
Tablo 7: 14 gün sonraki bağlanma değerlerinin iki yönlü ANOVA etkileşim tablosu	57
Tablo 8: Transbond XT ile yapıştırılan grupların 14 gün sonra sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri	58
Tablo 9: Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 14 gün sonra sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri	59
Tablo 10: Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 24 saat sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri	61
Tablo 11: Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 14 gün sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri	63
Tablo 12: Transbond XT ile yapıştırılan grupların 24 saat sonra ve 14 gün sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri	64

Tablo 13: Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 24 saat sonra ve 14 gün sonra sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri	66
Tablo 14: Transbond XT ile yapıştırılan ve 24 saat sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorları	67
Tablo 15: Transbond XT ile yapıştırılan ve 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorları	68
Tablo 16: Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 24 saat sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorları	69
Tablo 17: Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorları	70
Tablo 18: Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 24 saat sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorları	72
Tablo 19: Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının değerlendirilmesi	74

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekiller

Şekil 1: Çalışmanın akış şeması 6

Şekil 2: Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 24 saat ve 14 gün sonraki makaslama kuvvetlerine karşı ortalama tutuculuk değerleri (MPa) 60

Şekil 3: Transbond XT ve Fuji Ortho LC gruplarında ARI skorları ortanca değerleri 71



RESİMLER DİZİNİ**Resim**

Resim 1: Çalışmada kullanılan braket	34
Resim 2: Çalışmada kullanılan fosforik asit	34
Resim 3: Çalışmada kullanılan primer	34
Resim 4: Transbond XT kompozit rezin	35
Resim 5: Çalışmada kullanılan rezin modifiye cam iyonomer siman	36
Resim 6: Papacarie®	37
Resim 7: Carisolv™ Gel	37
Resim 8: Bromelain toz	38
Resim 9: Çalışmada kullanılan ışık kaynağı	39
Resim 10: Çalışmada kullanılan test cihazı	40
Resim 11: Çalışmada kullanılan stereo mikroskop	40
Resim 12: Carisolv™ jel uygulanması	43
Resim 13: Papacarie® jel uygulanması	44
Resim 14: Bromelain tozu (0,6gr)	45
Resim 15: Distile su ve NaOCl ile hazırlanmış %6'lık bromelain çözeltileri	45
Resim 16: Fuji Ortho LC Automix yapıştırıcının braket tabanına yerleştirilmesi	46
Resim 17: Braket kadesinin sıyırma kuvvetinin uygulanacağı dikey düzleme paralel olabilmesi için hazırlanan düzenek	48

Resim 18: Düzeneğin hareketli kolunun uç kısmı braket slotuna girecek şekilde dişlerin pozisyonlandırılması	48
Resim 19: Braket yapıştırılmış örneğin akrilik blok içerisine alınması	49
Resim 20: Örnekleri gelen sıyırma kuvveti karşısında sabit tutmak için yapılan düzeneğin yandan ve üstten görünümü	50
Resim 21: Üniversal test cihazının hareketli üst parçaya bağlanan ince uçlu, paslanmaz çelik bıçağı ve alt hareketsiz düz tablası	50
Resim 22: Örneğin cihaza yerleştirilmesi	51
Resim 23: Stereo mikroskop ile örneklerin incelenmesi	52
Resim 24: ARI skoru 1 olan diş yüzeyi görüntüsü	53
Resim 25: ARI skoru 2 olan diş yüzeyi görüntüsü	53
Resim 26: ARI skoru 3 olan diş yüzeyi görüntüsü	53

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER

Kısaltmalar

CİS: Cam İyonomer Siman

RMCİS: Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

SEM: Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)

ARI: Adhesive Remnant Index (Artık Yapıştırıcı İndeksi)

BNL: Beyaz Nokta Lezyonları

Bis-GMA: Bisfenol Glisidil Metakrilat

Bis-EMA: Bisfenol -A- Polietilen glikol dietermetakrilat

CQ: Kamforokinon

UDMA: Üretan dimetakrilat

HEMA: Hidroksietil metakrilat

TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat

Simgeler

µm: Mikrometre

dk: Dakika

sn: Saniye

mm: Milimetre

cm: Santimetre

mW: Megawatt

°C: Santigrat Derece

%: Yüzde

N: Newton

MPa: Megapascal

< : ‘ den küçüktür

> : ‘ den büyüktür

Formüller

NaOCl: Sodyum hipoklorit

H₃PO₄: Fosforik asit

1.ÖZET

Mine Yüzeyinin Farklı Ajanlar ile Deproteinizasyonunun Ortodontik Braketlerin Bağlanma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi

Bu çalışmanın amacı, çeşitli deproteinizasyon ve yapıştırıcı ajan kombinasyonlarının ortodontik braketlerin bağlanma dayanımına etkilerinin incelenmesidir. Çalışmamızda 360 adet sıgır dişi, 24 gruba (n=15) ayrılmış; örneklerin yarısında Sodyum Hipoklorit (NaOCl), Carisolv™, Papacarie®, %6 Bromelain, %6 NaOCl-Bromelain ile deproteinizasyon uygulanan ve deproteinizasyon uygulanmayan yüzeyler %37'lik fosforik asitle pürüzlendirilerek Transbond XT™ ile ortodontik ataşmanlar yapıştırılmıştır. Diğer yarısında da ortodontik ataşmanlar aynı sayıda ve aynı yüzey hazırlığı uygulanmış dişlere Fuji ORTHO™ LC PASTE PAK Automix ile yapıştırılmıştır. Örneklerin yarısında makaslama testi 24 saat sonra, diğer yarısında ise 14 gün sonra instron cihazı ile uygulanmıştır. Braketlerin bağlanma dayanımları Newton biriminde ölçüldükten sonra braket yüzey alanına bölünerek megapascal'a çevrilmiştir. %5 NaOCl, Carisolv™ ve %6 NaOCl-Bromelain ile deproteinizasyon Transbond™ XT grubunda bağlantı dayanımını artırırken, %6 Bromelain ve Carisolv™ ile deproteinizasyon Fuji ORTHO™ LC PASTE PAK Automix grubunda bağlantı dayanımını arttırmıştır. Kopma tipleri Adhesive Remnant İndeks'e (ARI) göre skorlanmıştır. Transbond™ XT gruplarında kopma yapıştırıcı-braket ara yüzünde görülürken, Fuji ORTHO™ LC PASTE PAK Automix gruplarında kopma daha çok mine-yapıştırıcı ara yüzünde görülmüştür. 14 günlük bekleme sürecinin Transbond™ XT gruplarında bağlantı dayanımında düşüş eğilimine neden olduğu, Fuji ORTHO™ LC PASTE PAK Automix gruplarında ise hafif bir yükselme eğilimine neden olduğu görülmüştür. Deproteinizasyon ajanlarının ortodontik braketlerin bağlanma dayanımına etkileri hem ajan çeşidine, hem kullanılan adeziv çeşidine hem de bekleme sürelerine göre farklılık göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Deproteinizasyon, Papacarie®, Carisolv™, Sodyum hipoklorit, Bromelain, Makaslama Bağlanma Dayanımı

2. SUMMARY

Evaluation of the effect of different agent on enamel deproteinization on shear bond strength of orthodontic brackets

The Aim of this study was to evaluate the effect of various enamel deproteinization and adhesive agent combinations on the shear bond strength of orthodontic brackets. In our study, 360 bovine teeth were divided into 24 groups (n = 15); Half of the specimens were treated with Sodium Hypochloride (NaOCl), Carisolv™, Papacarie®, 6% Bromelain, 6% NaOCl-Bromelain and surfaces without deproteinization were etched with 37% phosphoric acid and orthodontic attachments were applied with Transbond XT™. In the other half, the orthodontic attachments were bonded to the same number of teeth with Fuji ORTHO™ LC PASTE PAK Automix and the same surface preparation have been done on those teeth. Half of the samples were applied with shear test 24 hours later and in the other half 14 days later with Instron device. The bond strengths of the brackets were measured in Newtons, and then divided by the brackets into surface areas; turned into Megapascals. Deproteinization with 5% NaOCl, Carisolv™ and 6% NaOCl-Bromelain increased the bond strength in the Transbond™ XT group while deproteinization with 6% Bromelain and Carisolv™ increased the bond strength in the Fuji ORTHO™ LC PASTE PAK Automix group. Failure types were scored according to the Adhesive Remnant Index (ARI). The failure in the Fuji ORTHO™ LC PASTE PAK Automix groups is seen more at the enamel-adhesive interface, while the Transbond™ XT group showed it on adhesive-bracket interface. 14-day waiting period caused a slight more bond strength tendency in the Transbond™ XT groups and 14-day waiting period caused a tendency to decrease the bond strength in the Fuji ORTHO™ LC PASTE PAK Automix groups. The effects of deproteinizing agents on the bond strength of orthodontic brackets differ according to the types of agents, both the type of adhesive used and the time.

Key words: Deproteinization, Papacarie®, Carisolv™, Sodium hypochlorite, Bromelain, Shear Bond Strength

3. GİRİŞ

Ortodontik tedavinin önemli bir kısmını oluşturan sabit tedavilerin etkin olarak uygulanabilmesi için en önemli şartlardan biri, bant ve braketlerin diş yüzeyine yeterli tutuculukla yapıştırılabilesidir. Tedavinin başarısı kullanılan ataşmanların tedavi süresince kopmamları ve ağızda kalmaları ile yakından ilişkilidir. Braketlerin mine yüzeyine bağlanmasındaki başarısızlık, tedavinin başarısını azaltmakta, tedavi süresini ve maliyetini arttırmaktadır (1).

Buonocore 1955 yılında 'asitle pürüzlendirme' tekniğini geliştirerek mine yüzeyine tutuculuk sağlayan restorasyonların uygulanabilmesini sağlamıştır (2). Ardından Newman, 1965 yılında asit ile mine yüzeyini pürüzlendirmiş ve epoksi reçine kullanarak ortodontik braketleri doğrudan diş yüzeyine yapıştırmıştır (3). İlk defa 1977'de Zachrisson, sabit ortodontik tedavi görmüş geniş bir hasta grubuyla ilgili çalışmasını yayımlanmış ve bu tarihten sonra, yapıştırıcı rezin, braket ve teknik detaylarla ilgili çalışmalar ve ürün gelişimi hızla artmıştır (4).

Ortodontik tedavinin potansiyel yan etkilerinden biri, braket ve bantlar nedeniyle ağız hijyeninin yetersiz kalabilmesi sonucu dekalsifikasyonların oluşmasıdır. Çürümeye karşı diş yapılarını daha dirençli hale getirecek bir yapıştırma materyali, ortodontik tedavinin olumsuz iatrojenik yan etkilerini azaltacak ve hastaya yarar sağlayacaktır (5). Florür salınımı yapan Cam İyonomer Simanlar (CİS) ve Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS) bu bağlamda ön plana çıkmaktadırlar.

Bağlanma dayanımındaki sorunlar nedeniyle ortodontistler rutin braket yapıştırıcısı olarak RMCİS'lerin kullanımından çekinmişlerdir (6-9). RMCİS'lerin benzer bağlanma dayanımı gösterdiğinin bildirildiği birçok çalışmaya rağmen kompozit rezinlerin RMCİS'lerden daha iyi braket bağlanma dayanımı sağladığı kabul görmüştür (7-14). Ancak flor içeriği nedeniyle özellikle oral hijyeni yetersiz hastalarda beyaz nokta lezyonları (BNL) ve marjinal gingivitis oluşumunu önlemede potansiyel yararları mevcuttur.

İnsan minesini %96 inorganik madde ve %1'den daha az organik madde içerir. Organik maddelerin yarısından azını protein oluşturur (15). Fosforik asit (H_3PO_4) ile asitleme işlemi, daha çok mine yüzeyindeki mineralize dokularda (inorganik yapıda)

etki oluştururken organik maddeye etkisi bulunmamaktadır. Dış organik tabakanın konvansiyonel %37'lik H_3PO_4 'ün sağlayacağı etkili pürüzlü yüzeyin oluşmasını engelleyebileceği bildirilmiştir (16). Bu nedenle mine yüzeyinden organik maddeleri uzaklaştırıp asitle pürüzlendirme kalitesini arttırmak için deproteinizasyon fikri ortaya çıkmıştır.

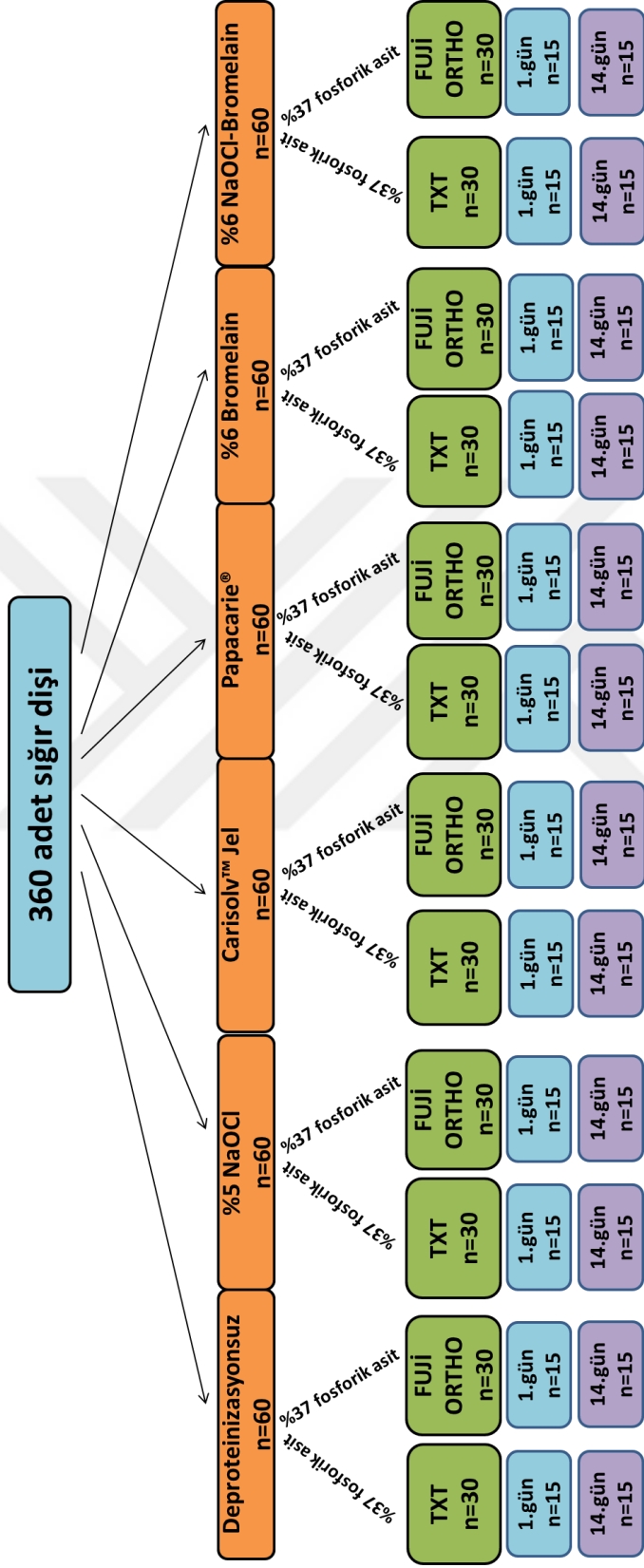
Espinosa ve arkadaşları (17) 2008 yılında H_3PO_4 ile pürüzlendirme işlemi öncesi %5 Sodyum Hipoklorit (NaOCl) ile deproteinizasyon yapmanın minenin topoğrafik özelliklerine etkilerini incelemişlerdir. Dış örnekleri 3 gruba ayrılıp; mine yüzeyine yalnızca %37 fosforik asit, %5 NaOCl ile 30 sn deproteinizasyon sonrasında %37 fosforik asit, %5 NaOCl ile 60 sn deproteinizasyon sonrasında %37 fosforik asit uygulanmıştır. Mine yüzeylerini Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) ile incelediklerinde NaOCl ile deproteinizasyon yapıldığında Tip 1 ve Tip 2 pürüzlenme deseni ortaya çıkarken, NaOCl kullanılmadığında Tip 3 pürüzlenme deseninin baskın olduğu görülmüştür. Çalışmanın sonuçlarına göre; yalnızca asit kullanılarak mine yüzeyi pürüzlendirildiğinde %50'den daha az mine yüzeyi asitlenmiş oluyorken, deproteinizasyon yapıldığında %94,47'ye kadar oranın artabildiği bildirilmiştir. Ayrıca başarılı bir bağlantı olabilmesi için arzu edilen Tip 1 ve Tip 2 pürüzlenme desenlerinin bu sayede elde edildiğini ve böylece bağlantı dayanımının arttığını savunmuşlardır.

Daha önceki yıllarda dentin ve mine üzerinde deproteinizasyonun etkileriyle ilgili çalışmalar yapılmasına rağmen ilk kez Justus ve arkadaşları (18) mine yüzeyinin deproteinize edilmesinin ortodontik braketlerin bağlanma dayanımına etkisini incelemişlerdir. Çalışmada mine yüzeyi asit ile pürüzlendirmeden önce %5,25 NaOCl kullanarak deproteinize etmiş ve bu işlemin Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanların (RMCİS) bağlanma dayanımını arttırdığını göstermişlerdir. Araştırmacılar, deproteinizasyon yapmanın RMCİS'lerin aksine kompozit rezinlerin bağlanma dayanımı değiştirmediğini bunun sebebinin ise bu sistemde bir primer kullanılmasından kaynaklandığını iddia etmişlerdir. NaOCl uygulanmadığında, pürüzlenme deseni muhtemelen tip 3'tür, ancak primer, asitleme işlemi sırasında mine yüzeyi üzerinde oluşturulan mikro gözeneklere nüfuz eder. Bu, mine içinde küçük rezin "tag" lerin bir araya getirilmesini sağlar, böylece mine ve rezin arasında mikroskobik mekanik bağlar oluşturarak bunun sonucunda yeterli bağlanma

dayanımı sağlar. Aksine, RMCİS'lerde sıvı primer kullanılmamaktadır. Bu nedenle eğer RMCİS'ler kullanılacaksa, mine pürüzlenme deseninin bağlanma dayanımını arttırmak için tip 1 veya 2 olması, tip 3 olmaması gerektiğini bildirmişlerdir. Yazarlar, daha iyi bir pürüzlenme deseni elde etmek için NaOCl ile deproteinizasyon yapmanın RMCİS'lerin bağlanma dayanımını arttırmak için klinik açıdan yararlı olacağını belirtmişlerdir. Pithon ve arkadaşları (19) deproteinizasyon ajanı olarak %10 papain jel ve %2,5 NaOCl kullandıkları çalışmalarında, Justus ve arkadaşlarının aksine deproteinizasyonun kompozit rezinlerin de bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir. Deproteinizasyon yapılarak hem kompozit rezinlerin hem de RMCİS'lerin bağlanma dayanımının artırılabilirdiği benzer çalışmalarla da desteklenmiştir (18-22).

Mine yüzeyine asitleme öncesi deproteinizasyon yapılarak braketlerin yapıştırılması, en ideal yapıştırıcının seçilebilmesi, böylece braket stabilitesinin artırılabilmesi ve ortodontik tedavi sırasında olası braket kopma sayısının azaltılabilmesi mümkün görünmektedir. Böylece braket kopmalarından olumsuz etkilenen ortodontik tedavi süresi, maliyeti, hasta konforu ve tedavi sonucu iyileştirilebilecektir. Özellikle flor salınımı ve tedavi sırasında dekalsifikasyon oluşma ihtimalini azaltmasına rağmen bağlantı dayanımlarının düşüklüğü nedeniyle ortodonti pratiğinde yeterince yer bulamamış olan RMCİS'lerin deproteinizasyon protokolleri uygulanarak bağlanma dayanımlarının artırılabilmesi halinde bu ajanların kullanımı yaygınlaşabilecektir.

Bu çalışmanın amacı, çeşitli deproteinizasyon ajanlarının ortodonti kliniğinde sıklıkla kullanılan bir kompozit braket yapıştırma ajanı ve ortodontik kullanım için üretilmiş RMCİS kullanıldığında ortodontik braketlerin bağlanma dayanımına etkilerinin incelenmesidir. Çalışmanın akış şeması Şekil 1'de gösterilmektedir.



Şekil 1: Çalışmanın akış şeması

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Direkt Yapıştırma

Sabit ortodontik tedavide kuvvetin dişlere iletilmesini sağlayan braket ve ataşmanların dişlere doğrudan yapıştırılması işlemi direkt yapıştırma (direct bonding) olarak adlandırılmaktadır. Buonocore 1955 yılında mine yüzeyine 30 saniye süreyle %85'lik fosforik asit uygulamış ve bu işlem sonunda akrilik esaslı dolgu maddelerinin diş yüzeyine güçlü bir şekilde yapıştığını ifade etmiştir (2).

Ortodontik braketlerin direkt yapıştırılmasının pek çok avantajı vardır. Bu teknik, hastalar açısından konvansiyonel bantlara göre daha estetik bir görünüme sahip olmanın yanı sıra hekim için de daha kolay ve daha doğru braket yerleştirme olanağı sağlamaktadır. Tedavi sonlandırıldığında bant boşluklarının kalmaması, daha az gingival inflamasyon olması ve daha kolay plak kontrolü sağlanabilmesi bu tekniğin en önemli avantajlarıdır (23). 1970'lerin sonunda asitle pürüzlendirme yöntemiyle birlikte konvansiyonel kompozit rezinler kullanılarak mesh tabanlı braketlerin mine yüzeyine direkt yapıştırılmasıyla ağız içi çiğneme kuvvetlerine ve uygulanan ortodontik kuvvetlere karşı yeterli dirence sahip braket yapışma kuvvetleri oluşturulmuştur (24-26).

4.2. Mine

Vücudun en sert dokusu olma özelliğini taşıyan mine dokusu; dentin ve pulpa gibi canlı diş dokularını korumanın yanı sıra renk ve şekil özellikleriyle estetik açıdan da büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle diş minesinin ömür boyu korunması diş hekimliğinin en önemli amaçlarından biridir. Kristalize mineral yapıdan meydana gelmiş olan mine dokusu; oklüzal kuvvetlere, asitlerin oluşturduğu demineralizasyon ve çürük ataklarına remineralizasyon kabiliyetiyle direnç gösterir (27).

Mine dokusu, ameloblastlar tarafından üretilmektedir. Ameloblastlar, diş kuruğunu tamamlandıktan sonra fonksiyonlarını kaybetmektedir. Bu nedenle formasyon sonrası mine dokusu kendi kendini onaramaz, yalnızca mineral kaybı ya da kazancı gözlemlenebilmektedir (28, 29).

Mine, ana bileşeni kalsiyum fosfat kompleksi olan hidroksiapatitten oluşmuş bir matriks içinde yer alan kristalize yapıda poröz bir dokudur. Sert ve translusent yapıdaki bu kalsifiye doku dişin tüm kordonunu örtmektedir. Normal mine dokusu hacminin %85' ini mineral (kalsiyum ve fosfat bileşiği olan hidroksiapatit), %3'ünü eşit hacimlerde protein ve lipid yapısı yani organik maddeler ve geri kalan kısmını su oluşturmaktadır. Minedeki suyun %25'lik kısmı apatit kristallerine bağlı olup diğer kısmı da apatit kristallerini sarmaktadır (30).

Kimyasal olarak mine ağırlıkça %95-98 oranında inorganik materyal bulundurur. Kristal ağ şeklindeki hidroksiapatit, en fazla bulunan mineral bileşen olup hacimce minenin %90-92'sini oluşturmaktadır. Diğer mineraller ve eser elementler daha az miktarda bulunmaktadır (31). Mineral olmayan içeriğin çoğunluğunu su, total mine ağırlığının %1'inden daha azını da protein oluşturmaktadır. Bunun aksine mine formasyonunun salgı evresinde %30 protein mevcuttur. Salgı evresinde ameloblastlar çoğunlukla amelogenin, enamelin ve ameloblastin gibi proteinler salgırlar (32).

Yapısal olarak mine milyonlarca mine prizması, prizma kını ve aralarındaki interprizmatik matriksten oluşmaktadır (31). Mine prizmaları birbirleriyle anahtar deliği şeklinde kenetlenmiştir ve mine-dentin sınırından başlayarak mine yüzeyine kadar uzanmaktadır. Genişlikleri 4-6 µm arasında değişen bu prizmalar, hegzagonal yerleşimli sayısız hidroksiapatit kristallerinden oluşmuştur (33). Yaklaşık olarak 1000 kristalden oluşan demetler halinde bulunmaları nedeniyle mine prizması adını alırlar. Minenin mineral içeriğini de belirleyen kristallerin yoğunluğu minenin her bölgesinde düzenli değildir. Yüzeyden dentine doğru gidildikçe bu yoğunluk azalırken; porozite, sıvı ve organik materyal yoğunluğu artar. Yüksek porozitenin belirtisi olan göreceli olarak düşük mineral ve yüksek protein içeriği zayıf prizmatik yapının göstergesidir (34).

Mine prizmaları arasında küçük boşluklar bulunmaktadır. Por olarak adlandırılan bu boşluklar mineye geçirgenlik özelliği sağlamanın yanı sıra mine dokusunun yoğunluk ve sertliği üzerinde de etki göstermektedir. Mine; küçük asit molekülleri, florid, kalsiyum, fosfat gibi çeşitli iyonları belirli oranda yapısına

alacak kadar poröz yapıda olması sebebiyle demineralizasyon ve remineralizasyon potansiyeli gösteren bir dokudur (35).

Minerin mineral içeriğinin temeli olan kalsiyum hidroksiapatitin kimyasal formülü $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ 'dir. Kimyasal yapı, merkezde bulunan hidroksil sütunu etrafında c- aksı yönünde kristallerin uzun aksı boyunca dizilen iyonlardan meydana gelmektedir (36). Hidroksiapatitin kristal yapısı kalsiyum, fosfat ve hidroksil iyonlarından başka karbonat, sodyum, flor ve diğer iyonları da içerdiği için karmaşık bir yapısı vardır (37). Birçok araştırmanın vardığı ortak sonuç; hidroksiapatitin çözünürlüğünün artmasının temel sebebi yapısında karbonat iyonu bulunmasıdır (38, 39). Karbonatlanmış apatit kristalinde, saf hidroksiapatitin tersine öncelikli yer değiştirme, fosfat (PO_4^{-3}) iyonunun yerini karbonat (CO_3^{-2}) iyonunun almasıyla gerçekleşmektedir. Böylelikle kristal yapı bozulur ve kimyasal bağlar zayıflayarak asitlere karşı çözünürlüğü artar. Mine çürük ataklarına karşı daha hassas hale gelir (40).

Hidroksiapatit kristallerinin yapısında bulunan karbonat, kristalleri daha kolay çözünür hale getirirken, flor tam tersine kristallerin çözünürlüğünü azaltmaktadır. Hem karbonat hem de flor iyonları hidroksil iyonları ile yer değiştirebilir (41). Flor iyonu üzerindeki yüksek elektriksel yoğunluk ile birlikte iyonun simetrisi, CaII eşkenar üçgen yapısı içerisinde florürün daha iyi uyum göstermesini sağlar. Böylece ağ yapının enerjisi azalır ve kristal yapı daha da stabil hale gelir. Karbonat ise hidroksille yer değiştirebileceği gibi fosfat veya asit fosfat ile de yer değiştirebilir. Bu durum kristal gelişimi sırasında ortamda bulunan lokal CO_2 seviyesine bağlıdır. Karbonat iyonunun fosfat iyonu ile yer değiştirmesinin sodyum iyonunun kalsiyum iyonu ile yer değiştirmesine sebep olduğu düşünülmektedir. Bu şekilde değerlendirildiğinde kristallerin merkezlerinin daha az düzenli olduğu ve c-aksındaki değişiklikler sebebiyle karbonatın yapıya girdiği düşünülebilir (36).

Hidroksiapatit çözünürken hidroksiapatite göre daha doymuş olan solüsyonda flor bulunuyorsa, flor çökebilir veya var olan hidroksiapatit kristallerinin üzerini sarabilir. Böylece apatit kristali tekrar oluşurken az miktarda flor solüsyondan ayrılır. Orijinal apatit oluşumu yerine karbonat bulundurmeyen ya da az karbonatlanmış, daha az çözünen apatit kristalleri oluşur. Flor yapıya katılırken karbonat yapıdan

uzaklaştırılmış olur. Sonuç olarak; florun solüsyondaki asil etkisi asit konsantrasyonu arttığında mineden ayrılan kalsiyum miktarını azaltmaktır (42). Mine yüzeyinde flor içeren komponentler, basit flor fosfat bileşiklerinden kalsiyum florüre (CaF_2) ve gelişmiş kalsiyum flor hidrojen bağlı bileşiklere kadar değişmektedir (36).

Mine asitlere temas ettiğinde çözünür, ancak bu çözünme düzenli değildir. Çözünürlük minenin dış yüzeyinden mine-dentin birleşimine doğru gidildikçe artar. Minenin oluşumu sırasında ortamda flor varsa veya mineye topikal florür uygulandıysa mine yüzeyinin çözünebilirliği azalır. Florür konsantrasyonu mine-dentin birleşimine doğru gidildikçe azalır. Flor minenin kimyasal ve fiziksel özelliklerini geliştirebilir; apatit yapılarını korurken minenin sertliğini, kimyasal reaksiyonlarını ve sağlamlığını etkileyebilir, asitte çözünebilirliği ve demineralizasyon oranını azaltarak remineralizasyonu artırır ve mineyi sağlamlaştırır (31).

4.2.1. Mine yüzeyinin asitlenmesi

Braketlerin tedavi boyunca yeterli tutuculuğu sağlaması ortodontik tedavinin başarısında önemli bir yer tutmaktadır. Bu amaçla braketlerin diş yüzeyine yapıştırılmasından önce mine yüzeyinin hazırlanması önemli bir aşamadır. Buonocore tarafından 1955'te bulunan asit ile pürüzlendirme tekniğiyle birlikte birçok araştırmacı mine ve adeziv rezin arasında kuvvetli ve uzun süreli bir bağlantı sağlayabilmek için çalışmalar yapmışlardır (2).

Gwinnet ve Buonocore (43) 1965 yılında bu araştırmayı daha da ilerleterek mine yüzeyinde asitleme sonrası oluşan mikroporözitelerle adeziv arasında, saçak şeklinde uzantılar aracılığıyla mikromekanik tutuculuğun oluştuğunu bildirmişlerdir. Minenin asitlenmesi işleminden sonra, yüzeyde 5-50 μ derinliğinde mikroporöziteler oluşur ve 10 μ 'luk bir doku kaybı meydana gelerek mine prizmalarının gövdeleri açılır. Böylece serbest yüzey enerjisi (yaklaşık 72 dynes/cm) ikiye katlanır ve adezivler yaklaşık iki buçuk kat daha yüksek yüzey enerjisine sahip mine dokusunu daha iyi ıslatabilir ve oluşan mikroporözitelere kolayca akabilmektedir (44).

Akıcı rezin bazlı materyal, asitlenmiş pürüzlü yüzeye uygulandığında, kapiller etki ile yüzeyin içerisine penetre olur. Resin ve minenin bağlanması mikroporöziteler içerisindeki resinin polimerize olması sonucu resin taglarının oluşmasıyla meydana gelir (45).

Silverstone ve arkadaşlarının Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile yaptıkları çalışmada %30-40 oranında fosforik asit ile muamele edilen mine yüzeyinde 3 farklı tip pürüzlenme meydana geldiği gösterilmiştir. En sık görülen tip 1 pürüzlenmede mine prizmalarının iç kısmı (prizma gövdeleri) çözünerek uzaklaşmış ancak dış kısmı (mine prizmalarının çeperleri) bozunmadan kalmış bal peteği görünümündedir. Tip 2 pürüzlenmede ise kor kısmı çözünmeden kalırken, mine prizmalarının periferlerinde çözünme oluşmuş ve kaldırım taşı görüntüsü ortaya çıkmıştır. Tip 3 pürüzlenme, tip 1 ve tip 2 pürüzlenmenin kombinasyonu şeklindedir ve prizmaların morfolojisine uyum göstermeyen silik bir çözünme söz konusudur (46). Temel olarak minenin asitle pürüzlenmesi sonrasında oluşan porözitelere resinin infiltre olması ve açığa çıkan hidroksiapatit kristallerinin monomerlerle sarılmasıyla minede adezyon meydana gelir (47).

Bayne ve arkadaşları (48) mine-rezin arasındaki bağlantıları makrotaglar ve mikrotaglar olarak ikiye ayırmıştır. Makrotaglar mine prizmalarının periferinde sirküler bir oluşum olarak görülür. Mikrotaglar ise mine prizmalarının baş kısmında hidroksiapatitin çözünmesi ve monomerin polimerizasyonu ile oluşan çok sayıda ince bağlantılardır. Mikrotaglar sayıca fazla olmaları ve artmış yüzey alanları nedeniyle mine-rezin bağlantısının dayanıklılığını sağlar (49).

Buonocore'un minenin asitlenmesi için %85'lik fosforik asit kullanmasından sonra farklı konsantrasyonda fosforik asitler kullanılmıştır. Gwinnet ve Buonocore (43) adezyonu etkileyebilecek çöktürmelerin oluşmasını önlemek için daha düşük konsantrasyonda fosforik asit kullanımını önermiştir. Fosforik asitin %50'lik konsantrasyonunun 60 saniye süreyle uygulanması ortamdan kolayca uzaklaştırılabilen monokalsiyum fosfat monohidrat çöktürmesinin oluşmasına sebep olur. Ancak %27'nin altındaki konsantrasyonlar ortamdan uzaklaştırması zor olan ve adezyonu etkileyebilecek dikalsiyum fosfat monohidrat çöktürmelerinin oluşmasına neden olabilir (50). Silverstone (46) fosforik asitin %30-40 arasındaki

konsantrasyonlarının mine yüzeyinde oluşturduğu morfoloji nedeniyle kuvvetli bir mine-rezin bağlantısı için en ideal konsantrasyon olduğunu bildirmiştir. Ayrıca %40'ın üzerindeki fosforik asit konsantrasyonları düşük konsantrasyonlara göre daha az kalsiyum çözer ve asitleme daha az başarılı olur (51). Literatürde bazı çalışmalarda daha düşük konsantrasyonlarda da aynı bağlanma değerinin sağlandığı gösterilmekle beraber, günümüzdeki fosforik asit jellerinin çoğunun konsantrasyonu %30-40 arasındadır (52).

Fosforik asitin %30-40 arasındaki konsantrasyonları ile minenin en ideal asitleme süresini bulmak için birçok çalışma yapılmıştır. Bazı araştırmacılar bu süreyi 60 saniye olarak önermiş olsa da (53), Nordenvall ve ark. (54) 15 saniyelik asitleme süresinin de minede aynı yüzey özelliklerini oluşturduğunu göstermiştir. Shaffer ve ark. (55) ve Gilpatrick (56), 15 saniye ve 60 saniye asitleme sürelerinin bağlanma kuvveti ve mikrosızıntı açısından benzer sonuçları olduğunu bildirmişlerdir. Wang ve ark. (57) ise 60 saniye asitlemenin mine yüzeyinde fazla çözülmeye neden olduğunu ve bağlanma kuvvetini azalttığını rapor etmişlerdir. Olsen ve ark. (58), 60 adet çekilmiş insan premolar dişini altı gruba ayırıp dişleri 0 sn, 5 sn, 10 sn, 15 sn, 20 sn ve 30 sn süreyle %37'lik fosforik asit ile asitlemiş ve ortodontik braketleri kompozit rezin ile yapıştırmıştır. Ünlversal test cihazı ile kopartılan braketlerin makaslama kuvvetlerine karşı dirençleri ölçülmüştür. Çalışma sonunda asitleme süresi 10 saniye ile 30 saniye arasında değiştirildiğinde kompozitlerin bağlantı kuvvetinin değişmediği (11 MPa) ancak 0-5 saniye arası uygulamaların çok düşük bağlanma kuvveti oluşturduğu (3 MPa) bildirilmiştir. Gardner ve Hobson (59) asitlenmiş mine yüzeyini elektron mikroskobu ile incelemiş ve %37'lik fosforik asit için uygun asitleme süresinin 30 saniye olduğunu göstermişlerdir.

Minenin asitlenmesi amacıyla fosforik asitten başka asitler de kullanılmıştır. Triolo ve ark. (60) %10'luk maleik asitin 30 saniye ve 60 saniye uygulamalarında elde edilen bağlanma kuvvetinin, %37'lik fosforik asitin bağlanma kuvvetine yakın olduğunu ve uygulama süresi arttıkça bağlanma kuvvetinin de arttığını göstermişlerdir. Ancak tarama elektron mikroskobu incelemelerinde her iki asit benzer morfolojik yapı oluştursalar da maleik asitin daha az derin bir yüzey meydana

getirdiği görülmüştür. Olsen ve ark. (61) ve Barkmeier ve Erickson (62), %10'luk maleik asitin oluşturduğu bağlanma kuvvetinin %37'lik fosforik asite benzer olduğunu bildirmişlerdir.

Asitlemenin mine üzerindeki etkileri; kullanılan asitin tipi, asitin formu (jel, yarı jel veya sulu solüsyon), asitin konsantrasyonu, yıkama süresi, asitin aktivasyon yöntemi (ovalama veya tekrarlayan asit uygulamaları), asitleme öncesi mine yüzeyine yapılan işlemler, minenin kimyasal yapısı, asitlemenin süt veya daimi dişlerde olması, minenin demineralize olması, renklenmiş veya flor uygulanmış olması gibi birçok parametreye bağlıdır (15, 63).

4.2.2. Mine yüzeyinin deproteinizasyonu

Mine yüzeyinin morfolojik değişiklikleri taramalı elektron mikroskopuyla (SEM) ilk olarak Gwinnet (64) ve Silverstone (46) tarafından gösterilmiş ve 3 farklı asitle pürüzlendirme tipi bildirilmiştir. Bu pürüzlendirme tipleri mine yüzeyinde herhangi bir noktada rastgele belirir ve aynı mine bölgesinde birlikte bulunabilir (65). Ancak klinik olarak sadece beyaz, opak bir yüzey görülebilir. Bu görüntü etkilenen yüzeyin kalitesini değil miktarını gösterir (46, 64). Silverstone (66) gözenekli yüzeylerin daha büyük ve derin retantif alanları sağlaması nedeniyle en tutucu pürüzlenme desenlerinin tip 1 ve 2 olduğunu gösterdi. Tip 3 asitleme deseni, diğer iki asitleme paternine göre derin bir morfoloji sunmaz ve mikromekanik tutuculuktan yoksundur.

Nitelikli adezyonun sırrı en iyi şekilde asitle pürüzlendirme yapılması ve mine yüzeyi üzerinde ideal bir retantif morfoloji oluşturulmasında saklıdır (67-69). Ancak son çalışmalar fosforik asit (H_3PO_4) ile asitlemenin topoğrafik kalitesinin tüm adezyon yüzeyinde sağlanamadığını; %69'dan daha fazla tedavi yüzeyinin hiç asitlenmediğini, %7'sinde hafif bir pürüzlenme oluştuğunu, sadece %2'lik bir bölgenin ideal olarak asitlendiğini göstermiştir (70, 71). Bu sonuçlar, klinikte adeziv restorasyonların başarısızlığı ve ortodontik braketlerin kopması gibi sorunlar şeklinde görülür (72-76).

Tek başına asitle aşındırma limitasyonlarının üstesinden gelmek ve neden olduğu bağlantı sorunlarını engellemek için çeşitli invaziv ve noninvaziv mine pürüzlendirme yöntemleri uygulanmıştır. Bazı yazarlar tutuculuğu arttırmak için mine yüzeyinin zımparalanmasını veya aşındırılmasını önermişlerdir. Bu invaziv teknik yüzeydeki organik maddelerin hızla uzaklaştırılmasını ve tutuculuğunun artmasını sağlar (77). Air abrazyon ve lazer de bu amaçla kullanılan yöntemler arasında yer almıştır (78, 79).

H₃PO₄ ile asitleme işlemi, daha çok mine yüzeyindeki mineralize dokularda (inorganik yapıda) etki oluştururken organik maddeye etkisi bulunmamaktadır. Dış organik tabakanın konvansiyonel %37'lik H₃PO₄'ün sağlayacağı etkili pürüzlü yüzeyin oluşmasını engelleyebileceği, bağlantı için tutarsız ve güvenilmez bir mine yüzeyi oluşmasına neden olabileceği bildirilmiştir (16). Böylece mine yüzeyinden organik maddeleri uzaklaştırıp asitle pürüzlendirme kalitesini arttırmak için deproteinizasyon fikri ortaya çıkmıştır (20).

Çeşitli araştırmacılar tarafından mine deproteinizasyon ajanı olarak sodyum hipoklorit, papain jel, Papacarie®, bromelain gibi maddeler kullanılmıştır (17-20, 22).

4.2.2.1. Sodyum hipoklorit

Sodyum hipoklorit (NaOCl) endodontide irrigasyon solüsyonu olarak dezenfeksiyon, debris ve organik materyalleri uzaklaştırmak amacıyla noninvaziv bir teknik olarak başarıyla kullanılmaktadır (80, 81). Sodyum hipoklorit (NaOCl) sağlıklı dokulara ve diş yapısına zarar vermeden antibakteriyel etki sağlar. Geniş spektrumlu olması, mikroorganizmalar üzerindeki non-spesifik öldürücü etkisi ve yüksek nekrotik doku çözücü özelliği ile endodontide kullanılan başlıca irriganlardandır (82). Dentin duvarlarına kolayca difüze olabilmesi, ucuz olması ve kolay bulunabilmesi gibi özellikleriyle de kullanımı yaygınlaşmıştır (83). Havadan ve ışıktan kolay etkilenme, pH'sının kolay değişmesi, inorganik ve organik kontaminanlara karşı stabil olmaması da solüsyonun dezavantajları olarak sayılabilir (84).

NaOCl, bakteriyel enzimlerin sülfidril gruplarında geri dönüşümsüz oksidasyona yol açarak antimikrobiyal etki göstermektedir. Ayrıca yüksek pH'sı (kalsiyum hidroksite benzer olarak) bakterilerin sitoplazmik membranında, hücre metabolizması ve lipit peroksidasyonunda bozulmalara yol açmaktadır (85). Hipoklorit solüsyonlarının antibakteriyel özellikleri, doku çözme kapasiteleri ve kostik potansiyelleri, konsantrasyonları ile doğru orantılıdır. Daha düşük pH ve yüksek konsantrasyonlarda NaOCl'nin etkinliği artmaktadır (86, 87). Düşük pH'da NaOCl'nin toksisitesinin artacağı gösterilmiş ve ideal pH'ın 11-12 olması gerektiği belirtilmiştir (88).

Solera ve Silva-Herzog (89) sodyum hipoklorit (NaOCl) in etki mekanizmasını şu şekilde belirtmişlerdir. $NaOCl + HO \rightarrow NaOH + HClO$ (Sodyum Hidroksit) + HClO (Hipoklorit asit). NaOH yağ asitlerine etki ederek sabun oluşturur (sabunlaşma). Bu da yüzey gerilimini düşürür. Hipoklorit asit (HClO) aminoasitlerin yapısını bozar ve etkisiz hale getirir. Klor (Cl) iyonu hücre metabolizmasını ve enzimatik reaksiyonları inhibe eder. Hidroksil iyonu kalsiyum iyonuna bağlanır ve $CaOH_2$ oluşturur. Bu da proteinleri denötralle eder. Bir deproteinasyon ajanı olarak % 5,2 sodyum hipoklorit (NaOCl) kullanılması, asitle pürüzlendirmeden önce hem mine yapısındaki hem de mine yüzeyindeki pelikülün organik elementlerini ortadan kaldırarak yapıyı optimize etmek için olası bir strateji olabilir.

Espinosa ve arkadaşları (17) asit ile pürüzlendirmeden önce mine yüzeyine 1 dakika süreyle %5,25 sodyum hipoklorit (NaOCl) uygulanmasının NaOCl nin mine yüzeyinden organik maddeyi ortadan kaldırması nedeniyle (deproteinizasyon) asitleme kalitesini arttırdığını göstermişlerdir. Araştırmacılar, konvansiyonel %37 fosforik asitin yüzeyi etkili bir şekilde asitlemesini engelleyen bu dış organik tabakanın, ortodontik bağ için tutarsız asit desenleri ve güvenilir bir mine yüzeyine neden olduğunu gösterdi. NaOCl kullanıldığında Tip 1 ve Tip 2 pürüzlendirme deseni ortaya çıkarken, NaOCl kullanılmadığında Tip 3 pürüzlendirme deseni baskındır. Espinosa ve arkadaşları yaptıkları bu çalışma sonuçlarına göre, artmış bağlanma dayanımının, %37 fosforik asit ile asitlemeden önce mine yüzeyinin %5,25 NaOCl ile deproteinize edilerek elde edilebileceğini bildirmişlerdir.

Justus ve arkadaşları (18) yaptıkları çalışmada mine yüzeyini asit ile pürüzlendirmeden önce % 5,25 NaOCl kullanarak deproteinize etmiş ve bu işlemin Rezin Modifiye Cam İyonmer Simanların (RMCİS) bağlanma dayanımını arttırdığını göstermişlerdir. Araştırmacılar, deproteinizasyon yapmanın RMCİS'lerin aksine kompozit rezinlerin bağlanma dayanımını değiştirmedini bunun sebebinin ise bu sistemde bir primer kullanılmasından kaynaklandığına inanmaktadır. NaOCl uygulanmadığında, pürüzlenme deseni muhtemelen tip 3'tür, ancak primer, asitleme işleminin sırasında mine yüzeyi üzerinde oluşturulan mikro gözeneklere nüfuz eder. Bu, mine içinde küçük rezin "tag" lerin bir araya getirilmesini sağlar, böylece mine ve rezin arasında mikroskobik mekanik bağlar oluşturarak bunun sonucunda yeterli bağlanma dayanımı sağlanır. Aksine, RMCİS sıvı primer kullanmaz. Bu nedenle eğer RMCİS'ler kullanılacaksa, mine pürüzlenme deseninin bağlanma dayanımını arttırmak için tip 1 veya 2 olması zorunludur, tip 3'ün olmaması gerekir. Yazarlar, daha iyi bir pürüzlenme deseni elde etmek için NaOCl ile deproteinizasyon yapmanın RMCİS'lerin bağlanma dayanımını arttırmak için klinik açıdan yararlı olacağını belirtmişlerdir.

Venezie ve arkadaşları (90) Amelogenesis Imperfektalı diş yüzeyine asit uygulanmadan önce NaOCl ile deproteinize edildiğinde bu durumun asitin etkinliğini artırıp klinik olarak daha fazla arzu edilen tipte pürüzlenme deseni oluşturduğunu belirtmiştir. Böylece NaOCl ile deproteinizasyon yapıldığında Amelogenesis Imperfektalı ve florozisli mine yüzeylerine kompozit rezinlerin bağlanma dayanımının arttığını bildirmişlerdir. Hipokalsifiye ve florozisli mine yüzeylerinde asit uygulaması yapılmadan önce NaOCl ile deproteinizasyon yapmanın kompozit rezinlerin bağlanma dayanımını arttırdığına dair başka çalışmalar da vardır (91, 92).

Aras ve arkadaşları (93) asit uygulamasından önce veya sonra %5 NaOCl ile deproteinizasyon yapmanın kompozit rezinlerin süt dişi, sürmemiş daimi dişi ve sürmüş daimi dişlerdeki bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Asitleme yapıldıktan sonra NaOCl ile deproteinizasyon yapmanın süt dişleri ve sürmemiş daimi dişlerin bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir.

4.2.2.2.Papain Jel

Papain, daha çok papaya olarak bilinen Caricaceae ailesine ait Carica papaya özünden elde edilir (19). Antibakteriyel ve anti-inflamatuar özelliklere sahip bir proteolitik sistein enzimi olup, enzimin spesifikliği sayesinde dokulara hiçbir zararlı etkisi olmadan debris kaldırmada rol oynar (19, 94, 95).

Papain 2003 yılında Papacarie® (Formula e Ação, São Paulo, Brezilya) ticari ismiyle diş hekimliğine tanıtıldı. Diş çürüklerinin kimyasal olarak uzaklaştırılmasında ve kök kanal irrigasyonu için kullanıldı. Yalnızca el aletleri kullanıp başka hiçbir ekipman gerektirmeden ağız içinde sağlıklı dokulara zarar vermeden enfekte dokuların kaldırılması amacıyla kullanıldı (95).

Bussadori ve arkadaşları (96) Papacarie® ile yaptıkları çalışmada etkili bir kemomekanik çürük kaldırma ajanı olduğu sonucuna vardılar. Papacarie®'nin aktif içeriği olan papain jeli, çürük gelişimiyle oluşan fibrin "tabaka" nın bozulması ve ortadan kaldırılması ve kollajen moleküllerinin parçalanmasına neden olur.

Pithon ve arkadaşları (19) asit ile pürüzlendirme öncesi %10 papain jel ile deproteinizasyon yapılarak organik maddelerin uzaklaştırılmasının bağlantı dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir. Pithon ve arkadaşları (97) yayınladıkları başka bir çalışmada farklı konsantrasyonlarda papain jel (%2, %4, %6, %8, %10) kullanmış ve deproteinize edici ajanın konsantrasyonunun artmasına bağlı bağlantı dayanımının artıp artmadığını incelemişlerdir. Çalışma sonucuna göre %8 ve %10 papain jel konsantrasyonlarının bağlantı dayanımını arttırdığını göstermişlerdir.

%10'luk papain jelin etkili bir deproteinize edici ajan olduğu bildirildiği (19, 97) ve Papacarie® de aktif içerik olarak papain jel içerdiği için her ikisi de asitleme öncesi ve sonrası deproteinizasyon ajanı olarak kullanılıp ortodontik braketlerin bağlanma dayanımını artırıp arttırmadığı araştırılmıştır. Agarwal ve arkadaşları (20) hem Papacarie® hem de %10 papain jelin asitleme öncesi mine yüzeyine uygulandığında bağlantı dayanımını arttırdığını göstermiştir. Deproteinizasyon yapıldığında bağlantı başarısı için uygun olan Tip 1 ve 2 pürüzlenme deseni olduğu

gösterilmiştir. Ayrıca asitleme sonrası bu deproteinize edici ajanlar uygulandığı zaman bağlantı dayanımının etkilenmediğini bildirmişlerdir.

4.2.2.3.Bromelain

Bromelain, genel olarak ananas olarak bilinen tropik bitkilerden Bromeliaceae ailesinin bir üyesi olan Ananas comosus özünden elde edilen sistein proteinaz grubunun (98) proteolitik bir enzimidir. Halk sağlığında çeşitli sağlık sorunları için uzun yıllardır kullanılan bromelain belirgin terapötik özelliklere sahiptir. Bromelain'in potansiyel terapötik değeri, biyokimyasal ve farmakolojik özelliklerinden; mineraller, renkli pigmentler, proteaz inhibitörleri, organik asitler, organik çözücüler gibi çözünmeyen materyallere ek olarak ham bromelainin ana bileşeninde bulunan proteolitik bir enzim olan glikoprotein içermesinden kaynaklanmaktadır (99, 100). Bromelain'den sekiz proteolitik olarak aktif bileşen izole edilmiştir (101). Proteinazlar toplam proteinin %2'sini oluşturan en aktif fraksiyon olarak düşünülür (102). Bromelain 4,5 - 9,5 pH aralığında aktivasyon gösterir (103). Antiinflamatuvar (104), antiödematöz (105), antikoagülan, antibiyotik (106-108), antimetastatik (109) etkilere sahiptir ve aynı zamanda yara debridasyonuna yardımcı olur (110, 111).

Bromelain, diş hekimliğinde ve özellikle küçük oral cerrahilerde , anti-inflamatuvar eylem için 1960'lardan beri kullanılmaktadır (112-114).

Daha yakın zamanlarda, bu madde, özellikle papain ile kombine edildiğinde, diş temizleme için diş macunlarındaki etken madde olarak kullanılmıştır ve önemli diş beyazlatıcı etkiler göstermiştir (115).

Pithon ve arkadaşları (22) 2016 yılında yaptıkları çalışmada %3 bromelain %10 papain jel ve %6 bromelain %10 papain jel kombinasyonları ile deproteinizasyonun bağlanma dayanımı üzerine olan etkilerini incelemiş ve %6 bromelain %10 papain jel kombinasyonunun bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir.

4.2.2.4. Carisolv™

Kemomekanik olarak çürüğün uzaklaştırılması amacıyla 1998 yılında Carisolv™ (MediTeam Göteborg, İsveç) piyasaya sürülmüştür. Bu materyal, jel formunda olup, yine aynı firma tarafından özel üretilmiş el aletleri ile çürük dentini uzaklaştırmak amacıyla kullanılmaktadır (116, 117).

Carisolv™ üç farklı aminoasit (glutamik asit, lösin ve lizin), karboksimetilselülöz, eritrosin, sodyum klorit ve sodyum hidroksit içeren kırmızı bir jel ile sodyum hipoklorit (%0.5) içeren renksiz bir sıvıdan oluşur. Jel içerisinde yer alan karboksimetilselülöz viskoziteyi artırırken, eritrosin jele kırmızı renk vererek kullanım esnasında görünürlüğü artırır. Jel ve sıvı karıştırıldığında, aminoasitler sodyum hipokloritle reaksiyona girerek klora bağlanmakta ve kloraminleri oluşturmaktadır. Kloraminler yüksek pH'a sahip oldukları için hipokloritin yan etkisini azaltarak etkinin özellikle denatüre proteinlere ve kollajene yönelmesini sağlarlar. Aminoasitler farklı yüklenerek, çürük dentindeki proteinler için elektrostatik çekim oluştururlar. Demineralize olmuş enfekte çürük dentinde yıkıma uğramış kollajen, kloraminler tarafından yıkılarak çürük dentinin üst tabakasında selektif bir yumuşamaya neden olurlar. Jelin pH'sının yüksek olmasından (pH=11) dolayı, sağlam dentinde herhangi bir olumsuz değişiklik oluşmazken, sadece organik kısım etkilenerek ortamdaki kolaylıkla uzaklaştırılabilir. Demineralize olmuş dentinin poröz yapısına bağlı olarak Carisolv™'un penetrasyonu daha da artar. Bu sistemin kendine özgü küt kenarlı, farklı boyut ve şekillerde el aletleri vardır. Yumuşamış olan dentin dokusu bu aletler yardımıyla kaviteden uzaklaştırılır (116-121).

İlk üretilen Carisolv jel multimiks formda ve kırmızı renkte idi. Etkinliğini geliştirmek, serbest kloramin miktarını arttırmak için NaOCl konsantrasyonunda artış yapılmış ve renk ajanı bileşimden kaldırılmıştır (122).

Wennerberg ve arkadaşları (123) 1999 yılında yaptıkları çalışmada sağlıklı mine ve dentin üzerinde Carisolv™'un etkilerini atomal kuvvet mikroskopisi ve profilometre ile incelemiştir. Carisolv™'un sağlıklı mine üzerinde etkisi olmadığı, sağlıklı dentin üzerinde de küçük bir etkisi olduğu bildirilmiştir.

Yamada ve arkadaşları (124) yaptıkları bir çalışmada mine yüzeyinden organik debris kaldırılması konusunda Carisolv™ ve %10 Sodyum hipokloritin etkinliklerini karşılaştırmıştır. Organik madde kaldırma ve antibakteriyel etki açısından aralarında fark olmadığı gösterilmiştir. Carisolv, NaOCl'nin yüksek konsantrasyonu ile bile aynı etkiye sahip olsa da, deproteinizasyon ajanı olarak braketlerin bağlanma dayanımına etkisini inceleyen çalışmaya rastlanmamıştır.

4.3 Ortodontide kullanılan yapıştırma simanları

Ortodontinin klinik alanda başarısı, geçen yıllar içerisinde materyal bilgisinin gelişmesi ile artış göstermiştir. Bant kullanımı, özellikle anterior dişlerde yerini direkt diş üzerine yapıştırılabilen ataşmanlara bırakmıştır. Direkt olarak yapıştırılan ataşmanların tutuculuğunu geliştirmek, bunun mine dokusuyla en ideal şekilde bağlanmasını sağlamak ve mine hasarını da en aza indirebilmek için cam iyonomer simanlar, reçine modifiye cam iyonomer simanlar ve kompozit rezinler gibi çeşitli yapıştırıcılardan yararlanılmıştır (1).

4.3.1. Kompozit rezinler

1962 yılında Dr. Ray L. Bowen tarafından geliştirilen Bisfenol A-Glisidil Metakrilat (BIS-GMA, Bowen rezini) monomeri ile birlikte kompozit esaslı restoratif materyaller giderek artan bir şekilde kullanım alanları bulmuştur (125).

Günümüzde rezin esaslı materyaller; organik matriks, inorganik doldurucular ve ara fazdan oluşmaktadır (126). Bu üç ana bileşenin yanında kompozit rezinlerin yapısında; başlatıcılar, aktivatörler, polimerizasyon inhibitörleri, ultraviyole stabilizatörleri ve pigmentler de bulunmaktadır (127).

Organik matrix aromatik ya da üretan diakrilat oligomerden oluşur. En yaygın kullanılan oligomerler dimetakrilat(Bis-GMA), üretan dimetakrilat(UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilattır(TEGDMA). Oligomerler visköz sıvılardır ve dilüe monomerle viskozitesi azaltılabilir (128). Bis-GMA, Bisfenol-A ile glisidil metakrilatın reaksiyonu sonucu oluşan çift fonksiyonlu bir üründür. Daha sonra üretilen üretan dimetakrilat (UDMA), Bis-GMA'ya yapı olarak benzer olup farklı

olarak, Bisfenol-A'ya ait iskeletin yerini bir izosiyonat grubu almıştır. Bis-GMA ve UDMA visköz oldukları için çok daha düşük viskoziteye sahip ve alifatik bir monomer olan trietilen glükol dimetakrilat (TEGDMA) ile dilüe edilirler. Piyasadaki rezin esaslı dolgu materyallerinin matriksini çoğunlukla Bis-GMA ve UDMA oluşturmaktadır (126, 127).

Kompozit rezinlerin inorganik matriksi; cam partikülleri, alüminyum ve lityum silikat, bor silikat, kuartz ve hidroksiapatit gibi inorganik dolduruculardan oluşmaktadır. Polimer matriksin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek, kıvam kazandırarak rezinin polimerizasyon öncesi şekillendirilebilmesine olanak sağlamak ve polimerizasyon büzülmesi miktarını azaltmak amacıyla farklı boyut, şekil ve çeşitte inorganik doldurucular kompozit rezinlere ilave edilmektedir. Basınca karşı dayanıklılık, sertlik, elastik modül, termal genleşme katsayısı, estetik özellikler, polimerizasyon büzülmesinin azaltılması ve vizkozitenin ayarlanması gibi özellikler inorganik doldurucular ile düzenlenmektedir (127). Kompozit rezinin yapısındaki doldurucu miktarının artması, rezinin fiziksel özelliklerini geliştirip olumlu etkiler sağlar (129). Bu inorganik doldurucuların partikül büyüklüğü, şekli ve dağılımı kompozitlerin özelliğini belirler ve sınıflandırılması da buna göre yapılır (128, 130).

Kompozit rezinlerde materyalin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi ve kimyasal yapının devamlılığının sağlanması için organik ve inorganik fazların arasındaki adeziv bağlantıyı silan olarak adlandırılan ajanlar sağlar. Silan doldurucu, rezin matris ara yüzündeki hidrolitik kırılmayı önleyerek, doldurucu ile rezin matris arasında stres transferine izin verir (131). Kompozitin mekanik özellikleri ve dayanıklılığı artar. Modern kompozitlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlanma ajanlarıyla önceden kaplanarak, silika partiküllerinin yüzeyinde tek molekül ve çift fonksiyonlu çok ince bir katman oluşturulmuştur (127). Kimyasal olarak dayanıklı ve inert olan bu bileşikler; sıvı, esnek veya katı formlarda bulunabilirler. Bağlayıcı ajanlar çift fonksiyonlu organik moleküller olup bir taraftan organik matrisin metakrilat grubuyla kovalent bağ yaparlar, diğer taraftan doldurucuların yüzeyindeki su ve hidroksil gruplarını absorbe ederek yüzeyde esterleşirler. Silan bağlanma ajanları rezinin hem fiziksel hem de mekanik

özelliklerini iyileştirirler. Aynı zamanda rezin-partikül ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlayıp su emilimini ve rezinin çözünürlüğünü azaltırlar. Bu şekilde organik ve inorganik yapıları birbirine bağlarken, suya dirençli kompozit materyallerin oluşumunu da sağlamış olurlar (129, 132, 133).

Kimyasal, ışıkla ya da her iki türle sertleşen kompozitlerin hepsinde başlatıcı ve hızlandırıcılar vardır. Işıkla sertleşenlerde mavi ışığı absorbe eden foto-başlatıcı vardır ve bu genelde kamforokinondur. Hızlandırıcı ise karbon bağları olan organik amindir. Kimyasal sertleşenlerde ise organik aminle organik peroksit reaksiyonu başlatıcıdır (128).

Bunlar dışında kompozitin içeriğinde durdurucular da vardır, bunlar rezinin raf ömrünü uzattığı gibi çalışma zamanını da uygun hale getirmektedir. En yaygın kullanılan bütülatid hidrokstitoluendir (BHT). Bunlar monomerin kendiliğinden polimerizasyonunu önlemek ya da en aza indirmek amacıyla eklenmektedir. Durdurucuların serbest radikallerle reaksiyon kabiliyeti vardır. Örneğin kompozit oda ışığına maruz kaldığında serbest radikaller monomerlerle reaksiyona girmeden durdurucuyla reaksiyona girer, bu sayede polimerizasyon başlamadan durdurulmuş olur. Durdurucular bittiğinde polimerizasyon başlar (128, 130).

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde polimerizasyon sonrası reaksiyona girmeyen artık yapılar, ultraviyole ışığın etkisiyle parçalanarak amin renklenmesi dediğimiz kahverengi renklenmeye sebep olabilirler. Oluşabilecek renk değişikliklerini engellemek ve kompozitin renk stabilitesini sağlamak için yapıya ultraviyole stabilizatörleri eklenebilir (134).

4.3.1.1. Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinler

Kimyasal aktivasyonla polimerizasyon süreci soğuk sertleşme yada kendiliğinden sertleşme olarak da tanımlanır. Kimyasal sertleşen yapıştırıcılar bir primer ve bir pasta sisteminden ya da iki pasta sisteminden oluşurlar. Birinde aktivatör olarak aromatik üçüncül amin (N-dimetilipitoluidin) diğesinde ise başlatıcı olarak benzoil peroksit vardır. İki pasta sistemi karıştırıldığında amin, benzoil peroksit ile serbest radikaller oluşturmak üzere reaksiyona girer ve polimerizasyon

başlar (130). Bu yapıştırıcılar genelde özel şırınga ya da tüplerde muhafaza edilmektedirler (128).

İki pasta sistemi kullanılıyorsa pastalardan biri asitlenmiş, kuru diş yüzeyine diğeri braket tabanına sürülür. Sonra braket hafif bir kuvvetle dişe bastırılır. Primer sisteminde ise asitlenmiş, kuru diş yüzeyine primer sürülüp yapıştırıcı pasta braket tabanına yerleştirilir ve aynı şekilde bastırılır. Yapıştırıcı pasta ile primerin ya da diğeri pastanın teması polimerizasyonu başlatır (135). Braket bastırıldıktan sonraki 30-60 saniye içinde sertleşme olmaktadır. Yapıştırıcı karıştırılırken karışımda hava kabarcığı kalma olasılığı yüksektir ve bu da hem yapıyı güçsüzleştirir hem de içeride sıkışan oksijen sertleşme sırasında polimerizasyonu engeller (130). Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinlerle ilgili bir diğeri problem çalışma süresinin kısıtlılığıdır. İki pasta birbiri ile karıştırıldıktan sonra sertleşme süreci başlar ve süre üzerinde kontrol şansı kalmaz.

4.3.1.2. Işık ile sertleşen kompozit rezinler

Işık ile sertleşen kompozit rezinler günümüzde en fazla kullanılan yapıştırıcılardır. Kimyasal sertleşen yapıştırıcılardaki zorlukların üstesinden gelebilmek için karıştırma gerektirmeyen bu sistemler geliştirildi. İlk kullanılan ışıkla sertleşen kompozitler, serbest radikalleri oluşturabilmek için ultraviyole (UV) ışığından yararlanılacak şekilde üretildi. Günümüzde UV sistemlerin yerine görülebilir mavi ışık kullanılan sistemler geliştirilmiştir (130). Bu yeni sistemle birlikte sertleşme derinliğinin artırılması, çalışma zamanının kontrol edilebilmesi kimyasal olanlara oranla daha fazla tercih edilmelerini sağladı. Kimyasal sertleşen kompozitlerdeki gibi porozite riski yoktur ve oksijen inhibisyonuna duyarlı değildir. Çalışma zamanının uzunluğu ve ışık olmadan polimerizasyonun başlamaması braketin konumunda değişiklik yapabilmeyi sağlar. Işıkla sertleşen kompozitlerde sertleşme derinliği kompozitin içeriğine, kullanılan ışık kaynağına ve ışınlama süresine göre değişiklik gösterir (135).

Bu yapıştırıcılarda serbest radikalleri oluşturmak için ışığa duyarlı yapı ve amin başlatıcı vardır. Bu iki komponent ışık almadığı sürece reaksiyona girmez. Yapıştırıcının yaklaşık 468 nm dalga boyundaki mavi ışığa maruz kalması ile ışığa

duyarlı yapı uyarılır ve serbest radikalleri oluşturmak üzere aminle reaksiyona girer, böylece polimerizasyon başlamış olur (130). En sık kullanılan ışığa duyarlı yapı, 400-500 nm dalga boyundaki mavi ışığı absorbe eden kamforokinondur (CQ). Pasta içinde az miktarda (ağırlıkça %0,2) CQ ve amin olarak da yine az miktarda (ağırlıkça %0,15) dimetilaminoetil metakrilat (DMAEMA) bulunması polimerizasyon için yeterlidir (130).

Işık ile sertleşen kompozit rezinler tek bir pastadan oluşmakta ve ışıktan korumak amacıyla opak plastikten yapılmış şırınga ya da kapsüllerde bulunmaktadır. Günümüzde metal ve seramik braketlerin tabanında hazır yapıştırıcı olanları üretilmiştir. Bunlar özel koruyucu kaplarda muhafaza edilmektedirler. Yapıştırıcının braket tabanına eşit dağılmış olması, fazla artık yapıştırıcı kalmaması, çapraz enfeksiyon riskinin ortadan kalkması ve yeterli bağlanma dirençleri olması bu tip önceden yapıştırıcılı braketlerin avantajlarıdır (135).

4.3.1.3. Hem Işık hem de Kimyasal Sertleşen (Dual-cured) kompozit rezinler

Bu kompozitler hem kimyasal hızlandırıcılar hem de foto-başlatıcılar içerir, böylece polimerizasyon ışıkla başlayıp kimyasal olarak devam eder. İçeriğinde iki ayrı pasta vardır, birinde benzoil peroksit diğeri aromatik üçüncül amin bulunmaktadır. Bu iki pasta karıştırılıp ışığa maruz kaldığında ışıkla sertleşen kısım amin, kamforokinon kombinasyonu ile aktive olurken kimyasal kısım ise amin, benzoil peroksit reaksiyonu ile sertleşmeye başlar (128). Işığın ulaşmasının zor olduğu bölgelerde kullanılması tercih edilen bir yapıştırıcı türüdür. Ortodonti pratiğinde çok fazla kullanım alanı yoktur.

Smith ve Shivapuja (136) yaptıkları çalışmada çekilmiş alt kesici dişlere metal braketleri ışıkla sertleşen kompozit, kimyasal olarak sertleşen kompozitler ve dual-cured rezinler kullanarak yapıştırmışlardır. Dişler 5 gün süresince 37°C'de saklanıp, daha sonra üniversal test cihazı ile braketlerin makaslama kuvvetlerine karşı dirençleri ölçülmüştür. Dual-cured rezinlerin normal ortodontik kuvvetlere karşı dayanıklılığının yeterli olduğu bildirilmiştir. Bu simanların sertleşme zamanının

kontrol edilebilmesi klinisyene doğru braket pozisyonlandırması için zaman kazandırmaktadır. Dual-cured sistemlerin bağlanma kuvveti ile ilgili literatürde fazla çalışma bulunmamaktadır. Bu sistemlerin klinik uygulama şekli, hem karıştırma hem de ışınlama gerektirdiğinden fazla zaman alır ve karıştırma işlemi kimyasal yolla polimerize olan kompozitlerde olduğu gibi materyalde poröz oluşumuna yol açar.

4.3.2. Cam iyonomer simanlar

Cam iyonomer siman (CİS) lar ilk kez Wilson ve Kent (137) tarafından, 1972 yılında silikat simanların flor salgılama özelliği ile çinko polikarboksilat simanların adezyon kabiliyetini bir arada toplamak amacıyla formüle edilmiştir. Cam iyonomer terimi, bazik cam ve asidik polimer komponentlerinden oluşan ve su varlığında bu iki komponentin asit-baz reaksiyonuna girmesiyle sertleşen materyaller için kullanılır. Tozu kalsiyum fluoroaluminosilikat cam tozları, likiti ise poliakrilik asitin sulandırılmış solüsyonu, itakonik asit, maleik asit ve tartarik asit içerir (138).

Cam iyonomer simandaki karboksil asit, mine, dentin ve metalle şelasyon yaparak kimyasal bağlanmayı sağlamaktadır. Sertleşme mekanizması asit-baz reaksiyonu ile olup ve yaklaşık 24 saat boyunca devam etmektedir. Asitlerle temas ettiğinde flor iyonlarının salınması çürük profilaksisi açısından önemlidir. Ayrıca Cam iyonomer simanlarda kalsiyum, stronsiyum ve diğer iyonların hareketini destekleyici hidrojel vardır. Hidrojel sertleşme tamamlandıktan sonra da varlığını devam ettirerek hem siman içinde hem de simanla çevresi arasında iyon alışverişinin gerçekleşmesini sağlar. Böylece topikal flor uygulamalarından aldığı flor iyonlarını geri verir (139).

CİS'leri karıştırmak hassas bir teknik gerektirir, çünkü hidrojeller kuru ortamlarda kurur ve kırılırlar. Toz-likit oranındaki değişiklikler bağlanma direncini etkiler, bu oran arttırıldığında bağlanma direnci de artar (140). Düşük kırılma dirençleri ortodontideki kullanımlarını sınırlamıştır. Daha çok bant yapıştırılmakta kullanılsalar da braket yapıştırmada kullanıldıkları da bildirilmiştir (139, 141, 142). Cam iyonomer simanların ve kompozit rezinlerin in-vitro olarak bağlanma dayanımının karşılaştırıldığı çalışmalarda, cam iyonomer simanların bağlanma dayanımı oldukça düşük bulunmuştur (139, 142, 143). Dişe kimyasal olarak

bağlanabilmeleri ve neme çok duyarlı olmamaları sayesinde asitleme ve kurutma işlemlerinin gerekliliği ortadan kalkmıştır. Yapılan çalışmalarda nemsiz ortamda sertleşmenin sağlanmasının bağlanma direncini çok etkilemediği görülmüştür (140). Çinkofosfat ve polikarboksilat simanlardan daha güçlü olmaları, metale ve mineye kimyasal olarak tutunabilmeleri ve demineralizasyonu önlemeleri ortodontik amaçlı kullanımda en çok tercih edilen yapıştırıcı olmalarını sağlamıştır (135, 139).

Cam iyonomer simanlar ile braket yapıştırılırken kompozit rezinlerde olduğu gibi minenin asitlenmesi gerekmediği için mine yüzeyinde oluşabilecek mineral kaybı engellenmiş olur. Cam iyonomer siman ile yapıştırılan braketlerde söküm sırasında kompozit rezinler ile yapıştırılan braketlerde gözlenen mineye zarar verme olasılığı yoktur. Mine bütünlüğüne zarar vermeden kolayca dişten uzaklaştırılırlar. Cam iyonomerlerin flor salgılama yeteneği sayesinde bu simanlar ile yapıştırılan braketlerin etrafında demineralizasyon alanlarının oluşma riski kompozit rezinlere göre çok daha azdır (144). Fakat kompozitlere göre çalışma süresinin kısa ve kontrol edilemez olması, sertleşme reaksiyonu sırasında su kontaminasyonuna karşı hassas olması, maksimum sertliğe ulaşması için 24 saat gibi oldukça uzun bir zaman gerektirmesi ve mineye bağlanma kuvvetinin daha düşük olması cam iyonomer simanların önemli dezavantajlarından (145).

Cam iyonomer siman uygulamasından önce mineye %10-40 konsantrasyonunda poliakrilik asitin sulu solüsyonları uygulanabilir. Poliakrilik asit mine yüzeyinde büyük değişikliklere yol açmadan adezyon için uygun yüzey sağlar. Fischer-Brandies ve Tragner-Born (146) cam iyonomer simanların poliakrilik asit veya tannik asit ile birlikte uygulandığında mineye bağlanma kuvvetlerinin, asitlenmiş mineye yapıştırılan kompozit rezinlerin bağlanma kuvvetinin %60'ına yaklaştığını belirtmişlerdir. Shin ve Lee (147) %10'luk poliakrilik asit uygulaması sonrası ışık ile sertleşen cam iyonomer simanların bağlantı kuvveti ile %38'lik fosforik asit uygulaması sonrası yapıştırılan kompozitlerin bağlanma kuvvetleri arasında önemli bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Birçok çalışmada ise fosforik asit veya poliakrilik asit uygulandığı şartlarda bile, cam iyonomer simanlarla yapıştırılan metal braketlerin bağlanma kuvvetinin 2.4-5 MPa arasında olduğu ve klinik ortodonti uygulamaları için yeterli olmadığı bildirilmiştir (143, 148, 149).

4.3.3. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar

Cam iyonomer simanların bağlanma dayanımlarının düşük olması nedeniyle yapıştırıcıya reçine eklenmiş ve 1988 yılında reçine modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) ortodontik kullanıma sunulmuştur. CİS'den farklı olarak yapısında hidroksi etil metakrilat (HEMA) monomerleri vardır (150). Bu simanlar metal poliakrilat tuzu ve polimerin oluşmasına yol açan reaksiyonun ışıkla başlamasıyla ya da floroalumino silikat cam tozu ve polialkenoik asitin asit-baz reaksiyonu ile sertleşir (151). Karıştırılmış simana ışık uygulandığında HEMA'nın serbest radikallerinin polimerizasyonu ile ilk sertleşme başlar ve poliHEMA matriksi oluşur. Sertleşme sonrası iki tip matriks oluşur. Bunlardan biri metal poliakrilat tuzlarının oluşturduğu matriks, diğeri ise polimer matrikstir. Asit-baz reaksiyonu ise, toz ve likidin karıştırılmasından itibaren yavaş bir hızla ilerlemekte olup, 24 saat sürer. Bu simanlara hibrit cam iyonomer simanlar da denilmektedir (152).

Bu simanların fiziksel özellikleri CİS'lere oranla daha iyi olduğu gibi, hidrojel de daha stabildir. Polialkenoik asit solüsyonuna sınırlı bir miktar rezin eklenmiş olsa da, monomerin polimerizasyonu, asit baz reaksiyonunu, flor salınımını ve karboksil gruplarının diş ve metale şelasyonunu önlemeden, RMCİS'in sertleşme reaksiyonunu hızlandırır (139). RMCİS'lerin reçine yapıları da olduğundan dişe bağlanmaları CİS'lerden farklıdır. CİS'ler mineye kalsiyum köprüleri, hidrojen bağları, van der Waals bağları ile bağlanırken; RMCİS'ler asit-baz reaksiyonu ve polimerizasyon ile bağlanırlar. CİS'lerin flor salma özelliği olduğundan RMCİS'lerde florun çürük önleyici özelliğinden yararlanılmıştır (153).

Işık ile sertleşen RMCİS'ler dual-cure (çift yönlü) sertleşme reaksiyonuna sahip simanlardır. Toz ve likitin karıştırılmasıyla cam iyonomer simanlarda görülen asit-baz reaksiyonunun yanısıra rezin kompozitlerde izlenen serbest radikal polimerizasyonu mekanizması da işlemeye başlar. Simanın polimerizasyonu için ışık kaynağı tutulmasıyla asit-baz reaksiyonu yavaşlayabilir. Asit-baz reaksiyonun gerçekleşmesi için nemli bir ortam gereklidir; ancak fazla su reaksiyona girecek maddelerin çözünmesine yol açarak matriks oluşumunu engeller (154).

Kimyasal yolla polimerize olan RMCİS'lerde polimerizasyon süreci HEMA'nın farklı yollarla polimerize olmasını içeren bir asit-baz ve serbest radikal polimerizasyonudur. Geleneksel cam iyonomer simanlarda görülen neme karşı duyarlılık rezin modifiye simanlarda azalmıştır, çünkü simandaki rezin yapısı sertleşmekte olan simana dışarıdan su difüzyonunu engeller (155).

RMCİS'leri reaksiyon tiplerine göre şu şekilde sınıflandırabiliriz (156):

-Kendi kendine sertleşme reaksiyonu: Yalnız iyonomer (asit-baz) reaksiyonu,

-Çift sertleşme reaksiyonu I: İyonomer reaksiyonu + görünür ışıkla başlayan serbest radikal polimerizasyon reaksiyonu,

-Çift sertleşme reaksiyonu II: İyonomer reaksiyonu + kendi kendine başlayan serbest radikal polimerizasyon reaksiyonu,

-Üç sertleşmeli reaksiyon: Karıştırma ile başlayan iyonomer, kendi kendine başlayan polimerizasyon reaksiyonu ve ışık uygulandığında başlayan serbest radikal polimerizasyon reaksiyonudur.

Bağlanma dirençleri ve kopma dirençleri geleneksel CİS'lerden daha yüksektir. Bu durum elastiklik modüllerinin düşük olmasına kırılma olmadan plastik deformasyonun fazla olmasına bağlanmaktadır. Sertliği, flor salınımı ve çürük oluşumunu engelleme özellikleri CİS'lerle benzerlik gösterir. Ve yine CİS'lerden farksız olarak nem varlığında kimyasal olarak bağlanabilirler. RMCİS'lerde, CİS'lerdeki yavaş polimerizasyon durumu da geliştirilmiştir (130). Ayrıca CİS'ler için mineyi asitleme gereksizken, RMCİS'ler için özellikle poliakrilik asit önerilen yüzey pürüzlendirici ajandır (157, 158).

Rosenbach ve arkadaşları (159) yaptıkları bir çalışmada, ortodontik çekim endikasyonu koyulmuş premolar dişlerin bir kısmına (n=28) %37'lik fosforik asit uygulaması sonrası braketleri RMCİS ile yapıştırmış, diğer dişlere (n=25) aynı siman ile ancak asit uygulamadan yapıştırmıştır. Dişler çekilip çekme kuvvetlerine karşı dirençleri ölçülmüştür. İki grubun sonuçları arasında önemli bir farklılık bulunmadığını bildirilmiştir.

Kanca (160) poliakrilik asit içerisindeki çeşitli minerallerin ve tuzların mine yüzeyinde depolandığını ve bu birikimin yapıştırıcı ile mine yüzeyi arasındaki kontağı azaltarak cam iyonomer simanların gerilme kuvvetlerine karşı direncini azalttığını bildirmiştir.

Valente ve arkadaşları (161) çalışmalarında, çekilmiş 180 insan molar dişine ortodontik ataşmanları RMCİS ile yapıştırmış ve gerilme kuvvetlerine karşı dirençlerini ölçmüştür. Çalışmayı oluşturan dişler gruplara ayrılmıştır, ilk gruptaki dişler silika içeren %37'lik fosforik asit ile, 2. gruptaki dişler silika içermeyen %37'lik fosforik asit ile, 3. gruptaki dişler silika içermeyen %10'luk fosforik asit ile, 4. gruptaki dişler %10'luk poliakrilik asit ile 30 saniye asitlenmiş, 5. gruptaki dişlere asitleme işlemi uygulanmamış ve ataşmanlar RMCİS ile yapıştırılmıştır. Son gruptaki dişler ise silika içeren %37'lik fosforik asit ile asitlenmiş ve ortodontik ataşmanlar kompozit rezin ile yapıştırılmıştır. Araştırmacılar %10'luk poliakrilik asit ve %10'luk fosforik asitin bağlanma kuvveti arasında fark bulunmadığını açıklamışlardır. Ayrıca, %37'lik fosforik asitin RMCİS'nin bağlanma kuvvetini, %10'luk poliakrilik asit ve fosforik asite göre önemli derecede arttırmadığı bildirilmiştir.

Cacciafesta ve arkadaşlarının (162) dört adet ışıkla sertleşen cam iyonomer simanın seramik braketlerle kullanımını bir no-mix kompozit rezinle in vitro olarak karşılaştırdıkları çalışmalarında seramik braketlerle kullanıldıklarında rezin modifiye cam iyonomerlerin bazılarının bağlanma dayanıklılığının iyi olduğu, hatta kompozit yapıştırıcıdan da istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek çıkabildiği ortaya konmuştur. Ayrıca bu çalışmada, seramik braketlerin çıkartılması sonrasında mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı miktarının ışıkla sertleşen cam iyonomerlerle çok az olduğu, hatta bazen hiç yapıştırıcı kalmadığı da gösterilmiştir. Araştırmacılar yine de in vivo şartlarda bu materyallerle ilgili çalışmaların yapılması gerekliliğini; ancak belli miktarda çalışmadan sonra net olarak olumlu yorumlar yapılabileceğini vurgulamışlardır.

4.4. Ortodontik tedavi ve beyaz nokta lezyonları

Ortodontide direkt yapıştırmanın multibraket sistemiyle kullanılmasıyla birlikte ortodontistler için en önemli konulardan biri de mine demineralizasyonları olmuştur. Diş üzerinde bir fizyo-kimyasal denge oluşturan pelikül tabakası bulunur. Oral sıvıların pH'sı fizyolojik değerin (pH=5.5) altına düştüğünde minenin hidroksiapatit yapısından özellikle kalsiyum ve fosfat iyonlarının pelikül ve oral kaviteye difüzyonuna demineralizasyon denir. Oral sıvıların pH'sı tekrar fizyolojik değerlere ulaştığında tükürükteki kalsiyum ve fosfat iyonlarının, pelikülden geçerek yeniden mine yapısına katılması ise remineralizasyon olarak adlandırılır. Ağızda doğal denge ortamında demineralizasyon ve remineralizasyon birbirini takip eden süreçlerdir (163).

Normal koşullarda devamlı olarak doğal bir demineralizasyon ve remineralizasyon meydana gelmekte ve diş minesi içindeki mineraller çevresiyle denge halinde bulunmaktadır. Bu denge bozulup mine demineralizasyonu ilerledikçe mineral kaybına bağlı olarak gözle görülür değişiklikler oluşmaya başlar. İlk olarak mine yüzeyinde yer yer opak bir görünüm oluşur. Başlangıç halindeki bu çürük lezyonu klinik görünümünden dolayı beyaz nokta lezyonu olarak adlandırılır. Hava ile kurutulduğunda daha belirgin bir hal alan lezyon yüzeyi çevre mine dokusuna kıyasla biraz daha yumuşaktır. Beyaz nokta lezyonu düz yüzeyde lokalize, opak/süt beyazı olarak kendini gösteren, demineralize çürük minenin yüzey altı porözitesi olarak da tanımlanmaktadır (164).

Beyaz nokta lezyonu; yüzey bölgesi, karanlık bölge, lezyon gövdesi ve saydam bölge olmak üzere dıştan içe dört bölgeden oluşmaktadır. Yüzey bölgesi, sertlik bakımından oluşan %5-10 mineral kaybı ile sağlam mine yüzeyine benzerlik gösterir. Bu yüzeyel mine tabakası, bir difüzyon ortamı yaratarak minerallerin geçişine izin verir. Bir yandan alt katmanda çözünen mine yapılarına ait kalsiyum ve fosfat minerallerinin yüzeye göçü, bir yandan da dışarıdan mine yüzeyine olan florit göçü, yüzey tabakasını asit ataklarına karşı daha dirençli kılmaktadır. Lezyon gövdesi, yüzey tabakasının altında % 30-60 oranında mineral kaybının olduğu asıl demineralizasyon alanıdır. Gelişmiş radyograflarda izlenebilirler. Karanlık bölge, lezyon gövdesinin altında bulunur. Polarize ışık mikroskopundaki görüntüsünden

dolayı karanlık bölge olarak adlandırılır. Bu bölgedeki demineralizasyon miktarı yüzey tabakasında görülen demineralizasyon miktarından fazla, lezyon gövdesindeki demineralizasyon miktarından ise daha azdır. Saydam bölge, karanlık bölgenin altında bulunur. Yüzeysel bölgede olduğu gibi %5-10 arasında mineral kaybı bulunmaktadır (165).

Streptococcus mutans (S. Mutans) ve *Lactobacilli*, fermente edilebilen karbonhidratlardan organik asit üreten, çürük gelişiminden sorumlu asidojenik bakterilerdir (166). Sabit ortodontik apareylerin uygulanmasından sonra oral kavite içinde S. mutans ve *Lactobacillus* sayısında artış olur (167). Ağız ortamında florür varlığı, bakteriyel plak pH=4,5 seviyesine ulaşmadan önce remineralizasyonu artırır ve demineralizasyona doğal mine yapısından daha dirençli olan florüroapatit yapının mine üzerinde oluşmasını sağlar (168). Öte yandan, hidroksiapatit ve florüroapatit yapıda pH=4,5'in altında çözümler meydana gelir ve ortamda ne kadar fazla florür bulursa da demineralizasyon oluşması engellenemez. Bu pH değerinde plakta gözlenen S. Mutans ve *Lactobacillus* ile çürük oluşumu meydana gelir (169).

Malokluzyona sahip bireylerde dişlerindeki düzensizliklerden dolayı bir çok retansiyon alanı bulunmaktadır. Ortodontik ataçmanların yer aldığı bölgelerde genel olarak ağız hijyenini sağlamak daha zor hale geldiği için çürük oluşma eğilimi artmaktadır (170). Ağız hijyeni yüksek seviyede tutulmaya çalışılsa da loop, yardımcı arklar, zemberekler, sarmal yaylar ve bazı Sınıf 2 apareyler oral hijyeni sağlamaya engel oluştururlar. Buna ek olarak, adeziv malzemelerin ataçmanlar etrafındaki fazlalıkları bakteri sayısının artmasına elverişli retansiyon alanları oluşturur (166).

Gorelick ve arkadaşları (171) yaptıkları çalışmada, dişlerin yüzey özellikleri, tükürük erişimi ve braket ile diş eti arasındaki mesafe gibi faktörlerin beyaz nokta lezyonu oluşumunu etkilediğini bildirmişlerdir. Beyaz nokta lezyon oluşumu ile lingual retainer arasında bir ilişki bulunmamıştır. Bu durum tükürük akış miktarı ve tamponlama kapasitesinin asit ataklarına karşı korunmada önemli rol oynaması olarak yorumlanmıştır. Yine aynı çalışmada, hastanın aktif eli ile bazı alanları daha zor fırçalamasının demineralizasyon bölgesini etkileyebileceği belirtilmiştir. Sabit ortodontik tedavi gören hastalarda en azından bir tane beyaz nokta lezyonu görülme

olasılığının %49,6 oranında, tedavi görmeyenlerde ise sadece %24 oranında olduğunu gözlemlemişlerdir.

Mine üzerindeki demineralizasyon ilk ortodontik tedavi seansından diğerine kadar geçen 4 hafta gibi kısa bir sürede oluşabilir (172). Ortodontik tedavi gören hastalarda ağız hijyeni ve çürük insidansı arasında tedavi görmeyenlere göre çok daha kuvvetli bir ilişki vardır (170). Buna rağmen, beyaz nokta lezyonu oluşumu sadece ortodontik tedavi gören hastalarda görülmez. Ortodontik tedavi görmeyen çocukların %3-82 sinde bu lezyonlar gözlenebilir (173).

Değerlendirme metoduna, tedavi öncesi demineralizasyon olup olmamasına ve florür kullanımına bağlı olarak beyaz nokta lezyonu prevalansı %2-96 oranları arasında çeşitlilik gösterir (170, 171, 174, 175). Tedavi sonrasını değerlendiren çalışmalarda idiyopatik ve tedavi sırasında oluşan beyaz nokta lezyonlarını birbirinden ayırmak zordur. Tedavi öncesi bulunan gelişimsel ya da lokal çevresel faktörler ile oluşan lezyonların çalışmaya dahil edilip edilmemesi ile prevalans miktarında çeşitlilik meydana gelmiştir (176).

Sabit ortodontik tedavi ile oluşan demineralizasyon bukkal yüzeyde diğer yüzeylerden daha fazla meydana gelir (177). Beyaz nokta lezyonları tüm dişlerde gözlenebilir fakat en sık maksiller lateral, mandibuler kanin ve 1. küçük azıların bukkal yüzeylerinin servikal ya da orta 1/3'lüsünde oluşurlar (171, 178). Lezyonların %50'sinden fazlası gingival bölgeye yakın gözlenir (179).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda çeşitli deproteinizasyon ve yapıştırıcı ajan kombinasyonları kullanarak yapıştırdığımız ortodontik braketlerin bağlanma dayanımları in vitro olarak incelenmiştir.

5.1.Gereç

5.1.1. Dişlerin Seçilmesi ve Saklanması

Bu araştırmada her bir grupta 15 diş olacak şekilde, 360 adet sığır kesici dişi kullanılmıştır. Örneklem boyutunun hesaplanmasında Justus ve arkadaşlarının (18) bildirdikleri ortalama ve standart sapmalar baz alınarak alfa hata=0,05 (%95), beta hata=0,20 (%80), etki boyutu 1 alınmış ve ihtiyaç duyulan örnek sayısı 14 olarak hesaplanmıştır. Ancak araştırma sırasındaki muhtemel veri kayıpları da göz önüne alınarak her bir grupta n=15 olarak hesaplanmıştır. Seçilen dişlerin formlarında herhangi bir morfolojik bozukluk olmamasına, çürüksüz olmalarına, mine yüzeyinin herhangi bir nedenle zedelenmemiş olmasına ve herhangi bir kimyasal işlemde geçmemiş olmalarına dikkat edilmiştir. Diş ve kök yüzeylerindeki yumuşak doku artıkları ve diş taşları, dişler cam saklama kabına koyulmadan önce su altında keskin periodontal aletlerle temizlenmiştir. Diş minesinin bozulmaması ve saklanılan solüsyonda bakteri ürememesi için dişler %0,1'lik sodyum azid solüsyonu (Merck KGaA, Damstadt, Almanya) içerisinde cam şişelerde oda sıcaklığında bekletilmiş ve solüsyonlar ayda bir yenilenmiştir. Çalışmamızda kullanılan dişler en fazla 2 yenileme periyodu sonrasında deneyler için kullanılmıştır.

5.1.2. Braketler

Çalışmamızda, Ormco mini 2000 (Ormco Corp., Kaliforniya, Amerika) serisinden 0.018 slotlu 360 adet üst küçük azı braketi kullanıldı (Resim 1). Braketin taban alanı 9.63 mm² olarak ölçülmüştür.



Resim 1: Çalışmada kullanılan braket

5.1.3. Asit ve Primer

Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi için President Dental GmbH Germany firmasına ait 5 mililitrelik şırıngalarda jel halinde bulunan mavi renkteki % 37'lik fosforik asit Etching Gel kullanılmıştır (Resim 2). Primer olarak ise Transbond XT Light Cure Adhesive Primer (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya) kullanılmıştır (Resim 3). Likit primer içinde %45-55 Bis EMA, %45-55 Trietilen-GMA bulunur.



Resim 2: Çalışmada kullanılan fosforik asit



Resim 3: Çalışmada kullanılan primer

5.1.4. Yapıştırıcılar

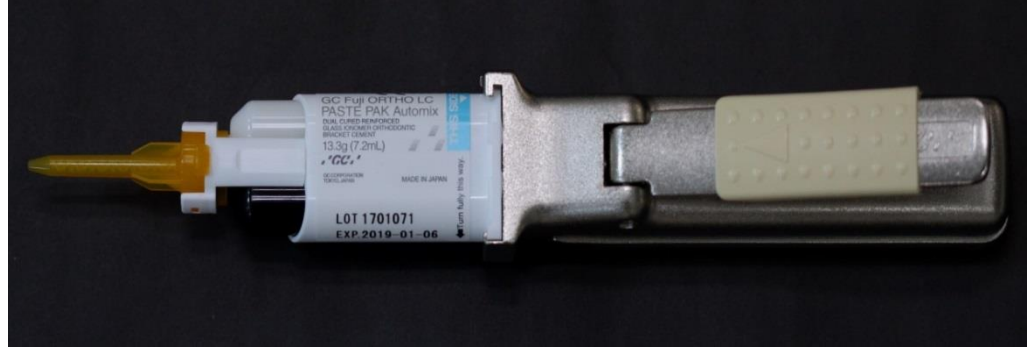
Araştırmada flor salgılamayan ve ışıkla sertleşen kompozit yapıştırıcı Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya) kullanılmıştır (Resim 4). %77'lik kısmı inorganik, %23'lük kısmı organikdir. İnorganik kısımda doldurucu partikül olarak silikatlanmış kuartz ve toz halinde silika bulunmaktadır. Organik kısım ise Bis-GMA, Bis-EMA'dan oluşur. Transbond XT yapıştırıcının hem primer hem de patında ışığa karşı duyarlı olan ve polimerizasyonu başlatan kamforokinon bulunmaktadır.



Resim 4: Transbond XT kompozit rezin

Çalışmada kullanılan bir diğer yapıştırıcı; GC Fuji ORTHO™ LC Automix (GC Europe, Leuven, Belçika) dual-cure ile desteklenmiş, ışıkla sertleşen, braket yapıştırılmasında kullanılan bir rezin modifiye cam iyonomer simandır (Resim 5).

GC Fuji ORTHO™ LC Automix üretici firma tarafından; mineye zarar vermeden kimyasal bağlantı sağladığı, tükürük ve nem toleransı sağladığı, sürekli ve şarj edilebilir florid salınımı ile braket çevresinde beyaz nokta oluşumunu engellediği, en yüksek bağlanma dayanımı olan yapıştırıcılara eş bağlanma dayanımı sağladığı ve braket kopartıldıktan sonra kolay temizlenmesi avantajlarıyla piyasaya sürülmüştür. Braketlerin diş minesine yapıştırılmasında kullanılan iki yapıştırıcının içerikleri Tablo 1 de gösterilmiştir.



Resim 5: Çalışmada kullanılan rezin modifiye cam iyonomer siman

Tablo 1: Braketlerin diş minesine yapıştırılmasında kullanılan yapıştırıcıların özellik ve içerikleri

Materyal	Özellik	İçerik
Transbond XT™ Light Cure Adhesive (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya)	Konvansiyonel Kompozit Rezin	Silanlanmış quartz (70%–80%), Bis-GMA (10%–20%), Bis-EMA (5%–10%), silanlanmış silika (2%), diphenyliodonium hexafluorophosphate (0.2%)
GC Fuji ORTHO™ LC Automix (GC Europe, Leuven, Belçika)	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman	Pasta A: fluoro-alumino-silikat camı (65%–70%), dimetakrilat (20%–25%), silikon dioksit (7%), UDMA (1%–5%) Pasta B: poliakrilik asit (30%–40%), distile su (30%–35%), silikon dioksit (20%), polibazik karboksilik asit (5%–10%), aktivatör (1%–5%)

5.1.5. Deproteinizasyon ajanları

Braketlerin dişe yapıştırılması aşamasında mine yüzeyine asit uygulanmadan önce çeşitli deproteinizasyon ajanları uygulanmıştır.

Çalışmada kullanılan deproteinizasyon ajanları aşağıda sıralanmış, içerikleri ise Tablo 2’de belirtilmiştir.

1. **Sodyum Hipoklorit (NaOCl)** (Wizard, Rehber Kimya, İstanbul, Türkiye)

2. **Papacarie®** (Formula e Ação, São Paulo, Brezilya) (Resim 6)

3. **Carisolv™ Gel** (MediTeam Göteborg, İsveç) (Resim 7)

4. **Bromelain tozu** (CN Lab Nutrition, Shaanxi, China) (Resim 8)

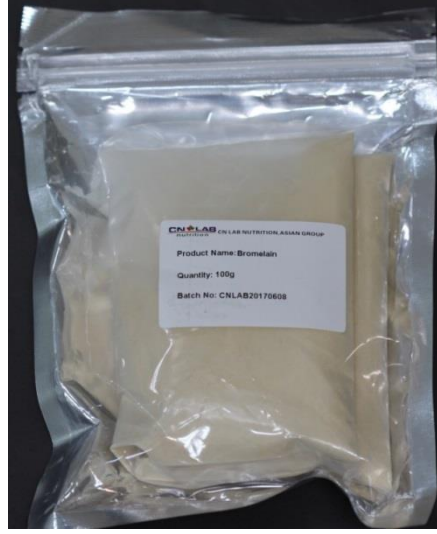
Çalışmamızda bromelain, hem distile su hem de sodyum hipoklorit ile ağırlıkça %6'lık çözeltiler oluşturularak kullanılmıştır.



Resim 6: Papacarie®



Resim 7: Carisolv™ Gel



Resim 8: Bromelain toz

Tablo 2: Çalışmada kullanılan deproteinizasyon ajanlarının içerikleri ve üretici firmaları

Materyal	İçerik	Üretici Firma
NaOCl solüsyonu	% 5 Sodyum Hipoklorit	Wizard, Rehber Kimya, İstanbul, Türkiye
Carisolv™ Gel	1. Tüp: Glutamik asit, lösin, lisin, karboksimetilselülöz, sodyum klorit (NaCl), su ve sodyum hidroksit (NaOH) 2. Tüp: Sodyum hipoklorit (%0.5), alanin aminotransferaz	MediTeam Göteborg, İsveç
Papacarie®	Papain, kloramin, toluidin mavisi ve çeşitli tuzlar	Formula e Ação, São Paulo, Brezilya
Bromelain Toz	Bromelain enzimi içeren %100 saf ananas tozu	CN Lab Nutrition, Shaanxi, China

5.1.6. Işık Kaynağı

Çalışmamızda LED ışık cihazı (3M ESPE Elipar™ S10) (Işık yoğunluğu:1200 mW/cm², Dalga boyu: 430-480 nm) ile polimerizasyon yapılmıştır (Resim 9).



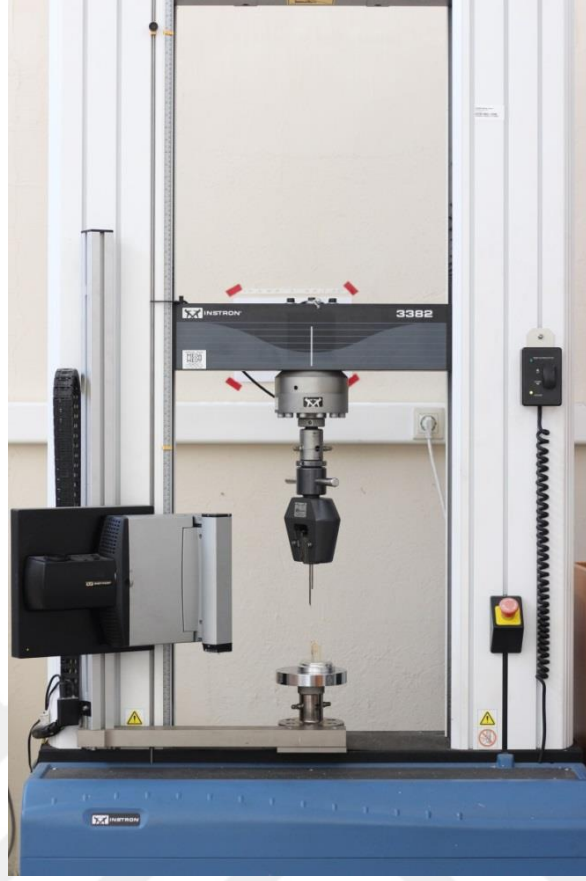
Resim 9: Çalışmada kullanılan ışık kaynağı

5.1.7. Makaslama Testlerinde Kullanılan Test Cihazı

Makaslama testleri, Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği'nde bulunan Instron Universal Test Cihazı (Instron 3382) kullanılarak yapılmıştır (Resim 10). Bu cihazın, biri sabit diğeri hareketli 2 parçası vardır ve hassasiyet oranı %0,5'dir. Sabit olan alt parça üzerine yerleştirilen herhangi bir maddeye, hareketli olan üst parça yardımıyla dik yönde çekme veya makaslama kuvveti uygulanabilmektedir. Çalışmada hareketli kolun uygulayabileceği en yüksek kuvvet 500 Newton, hızı ise 1mm/dk olarak ayarlanmıştır. Newton cinsinden elde edilen değerler daha sonra $Mpa=N/mm^2$ denklemi kullanılarak megapaskala çevrilmiştir.

5.1.8. Kopma bölgelerinin incelenmesi

Makaslama deneylerinin tamamlanmasından sonra braket kopmasının meydana geldiği bölgenin ve diş üzerinde kalan yapıştırıcı artıklarının incelenmesinde ve mine bütünlüğünün değerlendirilmesi amacıyla Karadeniz Teknik Üniversitesi Malzeme ve Metalurji Mühendisliği'nde bulunan stereo ışık mikroskobu (Leica Microsystems, İsviçre) kullanılmıştır (Resim 11). Dişler üzerinde kalan yapıştırıcı artıklarının değerlendirilmesinde de ARI indeksi kullanılmıştır (180).



Resim 10: Çalışmada kullanılan test cihazı



Resim 11: Çalışmada kullanılan stereo mikroskop

5.2.Yöntem

Çalışmamızda 360 adet diş, her grupta 15 adet diş olacak şekilde 24 gruba ayrılmıştır. Çalışma grupları Tablo 3’de gösterilmiştir.

5.2.1. Dişlerin Hazırlanması

Sığır kesici dişleri; saklanıldıkları cam kavanozlardan çıkartılıp, kuru ortamda bekletilmeden distile su içine alınmıştır. Braketlerin yapışacağı diş yüzeyleri düşük devirde çalışan bir mikromotorun ucuna takılan kauçuk polisaj frezleriyle su altında 10 saniye temizlenmiş ve yıkanmıştır.

5.2.2. Braketlerin Yapıştırılması

Dişlere 10 sn su ile polisaj yapıldıktan sonra mine yüzeyi tamamen kurutululup diğer işlemlere hazır hale getirilmiştir. Çalışmanın akış şeması Şekil 1’de gösterilmiştir.

5.2.2.1. Transbond XT Grupları

Grup 1-7 (Transbond XT Kontrol Grupları): Mine yüzeyi 30 saniye %37’lik fosforik asit ile pürüzlendirildikten sonra basınçlı su ile 10 sn yıkanıp, 15 sn kurutulmuştur. Asitleme sonrası mine yüzeyinde tebeşirimsi beyazlık izlenmiştir. Diş yüzeylerine ince bir kat Transbond XT Primer sürülmüş hafifçe hava sıkılıp 10 sn LED ışık cihazı uygulanmıştır. Transbond XT kompozit yapıştırıcı braket tabanına yerleştirildikten sonra, braket diş üzerine hafif basınç ile yerleştirilmiş ve taşan fazlalıklar temizlenmiştir. Yapıştırıcının sertleştirilmesi için LED ışık kaynağı ile dişin mesial, distal, oklüzal ve gingivalinde 5’er saniye toplam 20 sn ışık uygulanmıştır.

Tablo 3: Çalışma grupları

	Transbond XT		Fuji Ortho LC Automix	
	24 saat sonra test	14 gün sonra test	24 saat sonra test	14 gün sonra test
Kontrol Grupları	1.Grup n(15)	7.Grup n(15)	13.Grup n(15)	19.Grup n(15)
%5 NaOCl ile deproteinizasyon	2.Grup n(15)	8.Grup n(15)	14.Grup n(15)	20.Grup n(15)
Carisolv™ ile deproteinizasyon	3.Grup n(15)	9.Grup n(15)	15.Grup n(15)	21.Grup n(15)
Papacarie® ile deproteinizasyon	4.Grup n(15)	10.Grup n(15)	16.Grup n(15)	22.Grup n(15)
%6 Bromelain-Distile su çözeltisiyle deproteinizasyon	5.Grup n(15)	11.Grup n(15)	17.Grup n(15)	23.Grup n(15)
%6 Bromelain-NaOCl çözeltisiyle deproteinizasyon	6.Grup n(15)	12.Grup n(15)	18.Grup n(15)	24.Grup n(15)

n: Örnek sayısı

Grup 2-8 (%5 NaOCl ile deproteinizasyon): Sodyum hipoklorit havadan, ışıktan, organik ve inorganik kontaminanlardan etkilendiği için taze açılmış %5'lik NaOCl her dişe ayrı bir aplikatör ile mine yüzeyine uygulanmıştır. Mine yüzeyinde 60 sn bekletilmiş ve diş yüzeyleri basınçlı su ile 10 sn yıkayıp 10 sn kurutulmuştur. Deproteinizasyon yapılan mine yüzeyine kontaminasyon olmamasına dikkat edilerek 30 sn %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirildikten sonra basınçlı su ile 10 sn yıkayıp, 15 sn kurutulmuştur. Bu aşamadan sonra Transbond XT kontrol grubundaki aynı prosedürler uygulanıp braketler yapıştırılmıştır.

Grup 3-9 (Carisolv™ ile deproteinizasyon): Kuru mine yüzeyine Carisolv™ jel 60 sn uygulandıktan (Resim 12) sonra basınçlı su ile 10 sn yıkanıp, 10 sn kurutulmuştur. Deproteinizasyon yapılan mine yüzeyine kontaminasyon olmamasına dikkat ederek Transbond XT kontrol grubundaki gibi braketler yapıştırılmıştır.



Resim 12: Carisolv™ jel uygulanması

Grup 4-10 (Papacarie® ile deproteinizasyon): Kurutulmuş mine yüzeyine 60 sn Papacarie® jel uygulandıktan (Resim 13) sonra basınçlı su ile 10 sn yıkanıp, 10 sn kurutulmuştur. Deproteinizasyon yapıp kurutulan mine yüzeyine kontaminasyon olmamasına dikkat ederek braketler Transbond XT kontrol grubundaki gibi yapıştırılmıştır.

Grup 5-11 (%6 Bromelain-Distile su çözeltisiyle deproteinizasyon): Bromelain tozu 0,6 gr olacak şekilde analitik terazide (Kern ABJ, Almanya) tartıldıktan sonra (Resim 14), 10 ml distile su ile karıştırılıp çözelti oluşturulmuştur (Resim 15). Oluşturulan karışım kuru mine yüzeyine 60 sn süreyle uygulanmıştır. Ardından basınçlı su ile 10 sn yıkanıp, 10 sn kurutulmuştur. Deproteinizasyon

yapılıp kurutulan mine yüzeyine kontaminasyonlara dikkat ederek braketler Transbond XT kontrol grubundaki gibi yapıştırılmıştır.



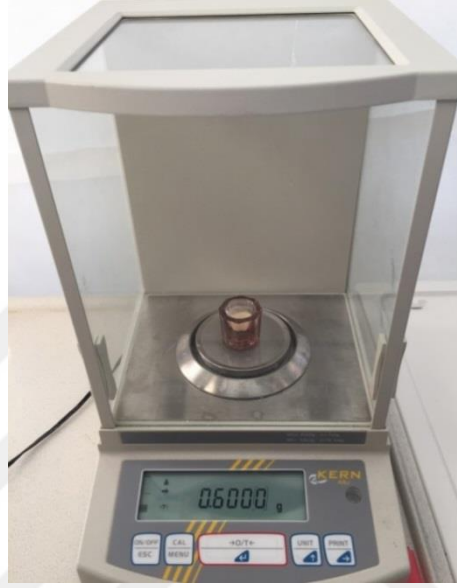
Resim 13: Papacarie® jel uygulanması

Grup 6-12 (%6 Bromelain-NaOCl çözeltisiyle deproteinizasyon): Bromelain tozu 0,6 gr olacak şekilde analitik terazide (Kern ABJ, Almanya) tartıldıktan sonra (Resim 14), 10 ml sodyum hipoklorit ile karıştırılıp çözelti oluşturulmuştur (Resim 15). Oluşturulan karışım kuru mine yüzeyine 60 sn süreyle uygulanmıştır. Ardından basınçlı su ile 10 sn yıkanıp, 10 sn kurutulmuştur. Deproteinizasyon yapıp kurutulan mine yüzeyine kontaminasyonlara dikkat ederek braketler Transbond XT kontrol grubundaki gibi yapıştırılmıştır.

5.2.2.2. Fuji Ortho LC Automix Grupları

Grup 13-19 (Fuji Ortho LC Automix Kontrol Grupları): Mine yüzeyi 30 saniye %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirildikten sonra basınçlı su ile 10 sn yıkanmıştır. Steril pamuk pelet ile mine yüzeyinin sadece fazla nemi alınmış tebeşirimsi yüzey elde edilmeye çalışılmamıştır. Fuji Ortho LC Automix yapıştırıcı

tabancası yardımıyla kolayca braket tabanına yerleştirildikten sonra (Resim 16) , braket diş üzerine hafif basınç ile yerleştirilmiş ve taşan fazlalıklar temizlenmiştir. Yapıştırıcının sertleştirilmesi için LED ışık kaynağı ile dişin mesial, distal, oklüzal, gingival ve palatinalinden 20'şer sn toplam 40sn ışık uygulanmıştır.



Resim 14: Bromelain tozu (0,6 gr)



Resim 15: Distile su ve NaOCl ile hazırlanmış %6'lık bromelain çözeltileri

Grup 14-20 (%5 NaOCl ile deproteinizasyon): Sodyum hipoklorit havadan, ışıktan, organik ve inorganik kontaminanlardan etkilendiği için taze açılmış %5'lik NaOCl her dişe ayrı bir aplikatör ile mine yüzeyine uygulanmıştır. Mine yüzeyinde

60 sn bekletilmiş ve diş yzeyleri basınçlı su ile 10 sn yıkanıp 10 sn kurutulmuştur. Deproteinizasyon yapılan mine yzeyine kontaminasyon olmamasına dikkat edilerek 30 sn %37'lik fosforik asit ile pürzlendirildikten sonra basınçlı su ile 10 sn yıkanıp pamuk peletlerle mine yzeyindeki fazla nem alınmıştır. Bu aşamadan sonra Fuji Ortho LC Automix kontrol grubundaki prosedürler uygulanıp braketler yapıştırılmıştır.



Resim 16: Fuji Ortho LC Automix yapıştırıcının braket tabanına yerleştirilmesi

Grup 15-21 (Carisolv™ ile deproteinizasyon): Kuru mine yzeyine Carisolv™ jel 60 sn uygulandıktan sonra basınçlı su ile 10 sn yıkanıp, 10 sn kurutulmuştur. Deproteinizasyon yapılan mine yzeyine kontaminasyon olmamasına dikkat ederek Fuji Ortho LC Automix kontrol grubundaki gibi braketler yapıştırılmıştır.

Grup 16-22 (Papacarie® ile deproteinizasyon): Kurutulmuş mine yzeyine 60 sn Papacarie® jel uygulandıktan sonra basınçlı su ile 10 sn yıkanıp, 10 sn kurutulmuştur. Deproteinizasyon yapılp kurutulan mine yzeyine kontaminasyonlara dikkat ederek Fuji Ortho LC Automix kontrol grubundaki gibi braketler yapıştırılmıştır.

Grup 17-23 (%6 Bromelain-Distile su çözeltisiyle deproteinizasyon): Her defasında yeniden hazırlanan %6'lık Bromelain-Distile su çözeltisi kuru mine yüzeyine 60 sn süreyle uygulanmıştır. Ardından basınçlı su ile 10 sn yıkanıp, 10 sn kurutulmuştur. Deproteinizasyon yapıp kurutulan mine yüzeyine kontaminasyonlara dikkat ederek Fuji Ortho LC Automix kontrol grubundaki gibi braketler yapıştırılmıştır.

Grup 18-24 (%6 Bromelain-NaOCl çözeltisiyle deproteinizasyon): Her defasında yeniden hazırlanan %6'lık Bromelain-NaOCl çözeltisi kuru mine yüzeyine 60 sn süreyle uygulanmıştır. Ardından basınçlı su ile 10 sn yıkanıp, 10 sn kurutulmuştur. Deproteinizasyon yapıp kurutulan mine yüzeyine kontaminasyonlara dikkat ederek Fuji Ortho LC Automix kontrol grubundaki gibi braketler yapıştırılmıştır.

5.2.3. Dişlerin Bloklanması

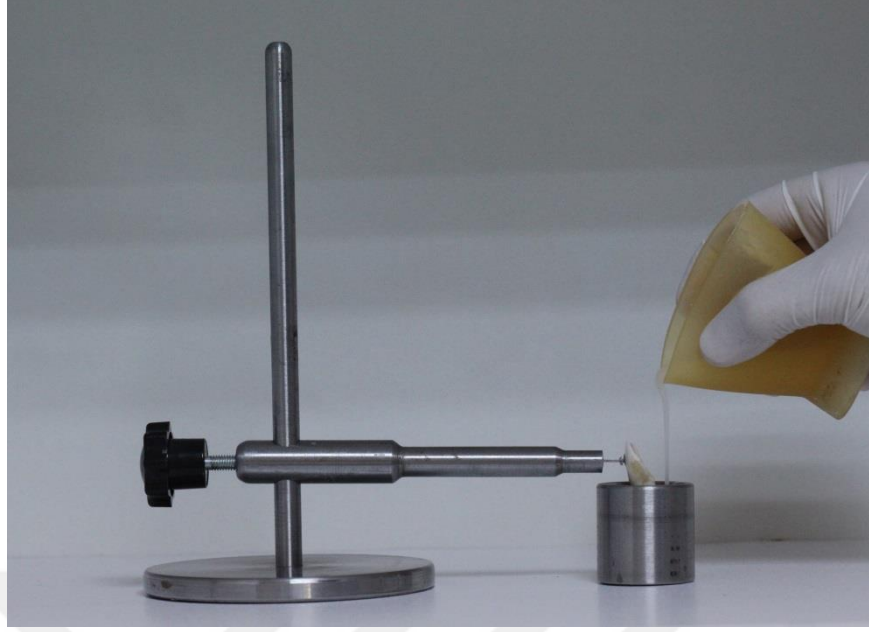
Braketler yapıştırıldıktan sonra braket kaidesinin makaslama kuvvetinin uygulanacağı dikey düzleme paralel olabilmesi için hazırlanan özel bir düzenek (Resim 17) aracılığıyla dişler akrilik içerisine gömülmüştür. Böylece kuvvetin braketin slotuna dik gelmesi sağlanmıştır. Hazırlanan metal düzeneğin tabanı ve hareketli kolu yer düzlemine paralel olacak şekilde tasarlanmıştır. Düzeneğin hareketli kolunun uç kısmı braket slotuna girecek şekilde (Resim 18) dişler pozisyonlandırılıp mum ile sabitlenmiştir. Daha sonra iç duvarları lak ile izole edilen çelik manşetin içine sıvı kıvamdaki soğuk akrilik (Imicryl, Konya, Türkiye) dişlerin kole hizasına kadar (ya da 1-2 mm aşağısında kalacak şekilde) dökülmüştür (Resim 19). Akrilik sertleştikten sonra önce paralel konumlandırmayı sağlayan düzeneden daha sonra ise çelik manşetten çıkartılmıştır. Örneklerin etrafındaki mum, lak kalıntıları ve çapaklar temizlenmiştir. Daha sonra makaslama testi uygulanana kadar örneklerin yarısı 24 saat, diğer yarısı 14 gün süreyle oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletilmiştir.



Resim 17: Braket kaidesinin makaslama kuvvetinin uygulanacağı dikey düzleme paralel olabilmesi için hazırlanan düzenek



Resim 18: Düzeneğin hareketli kolunun uç kısmı braket slotuna girecek şekilde dişlerin pozisyonlandırılması



Resim 19: Braket yapıştırılmış örneğinin akrilik blok içerisine alınması

5.2.4. Makaslama Testinin Uygulanması

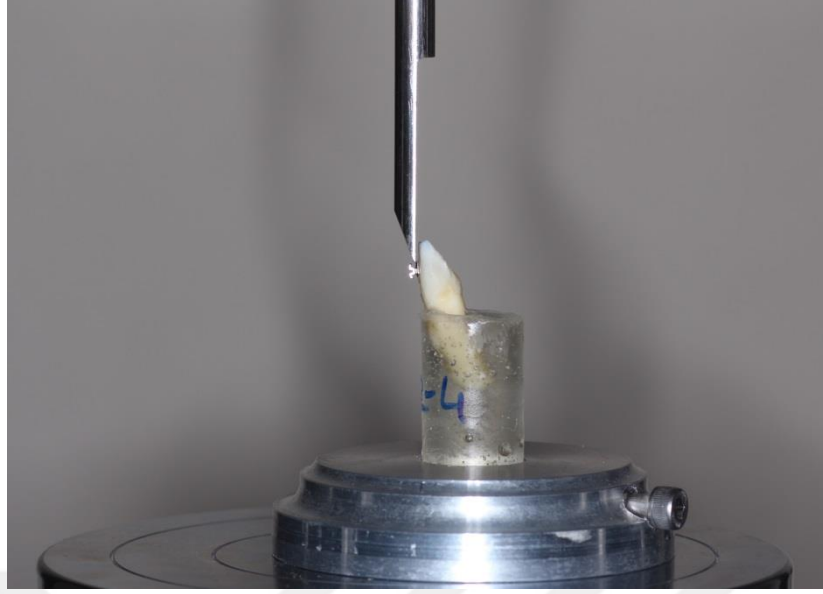
Makaslama testi Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü'nde gerçekleştirilmiştir. Bu test için İnstron Üiversal Test Cihazı (İnstron 3382, İstanbul, Türkiye) kullanılmıştır (Resim 10). Cihazın biri sabit diğeri hareketli iki parçası vardır. Hareketsiz olan alt parçaya cihazın düz tablası koyulmuştur. Örnekleri gelen makaslama kuvveti karşısında sabit tutmak için özel yapılmış düzenek (Resim 20) bu düz tabla üzerine koyulmuştur. Daha sonra hareketli olan ve hareket hızı 1 mm/dk olarak ayarlanan üst parçaya bağlanan ince uçlu, paslanmaz çelik bıçak (Resim 21) yardımıyla braket-diş birleşim yerinden kuvvet uygulanmıştır (Resim 22). Braket diş yüzeyinden ayrılıncaya anda ortaya çıkan maksimum kuvvet üst parçaya bağlı sabit bir kuvvet ölçer yardımı ile okunup cihaza bağlı bilgisayara aktarılmıştır. Kaydedilen N (Newton) cinsindeki değer braket taban alanına (9.63 mm^2) bölünerek birim alana düşen kuvvet MegaPascal (MPa) cinsinden hesaplanmıştır.



Resim 20: Örnekleri gelen makaslama kuvveti karşısında sabit tutmak için yapılan düzeneğin yandan ve üstten görünümü



Resim 21: Üniversal test cihazının hareketli üst parçaya bağlanan ince uçlu, paslanmaz çelik bıçağı ve alt hareketsiz düz tablası



Resim 22: Örneğin cihaza yerleştirilmesi

5.2.5. Kopma Bölgelerinin İncelenmesi

Testlerin tamamlanmasından sonra kopmanın nerede meydana geldiğini değerlendirebilmek için Karadeniz Teknik Üniversitesi Malzeme ve Metalurji Mühendisliği'nde bulunan stereo mikroskop (Leica Microsystems, İsviçre) kullanılarak 10X büyütme altında örnekler incelenmiştir (Resim 23). Kopmanın meydana geldiği bölgeler tespit edilip Artun ve Bergland tarafından tanımlanan ARI İndeksi kullanılarak skorlanmıştır (180):

- 0: Diş üzerinde hiç adeziv artığı kalmadığını,
- 1: Diş üzerinde kalan adeziv artığının %50'den az olduğunu (Resim 24),
- 2: Diş üzerinde kalan adeziv artığının %50'den fazla olduğunu (Resim 25),
- 3: Tüm adezivlerin diş üzerinde kaldığını ifade etmektedir (Resim 26).



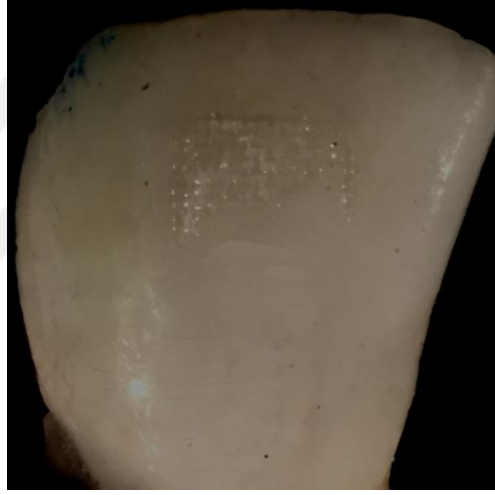
Resim 23: Stereo mikroskop ile örneklerin incelenmesi

5.2.6. İstatistiksel Değerlendirme

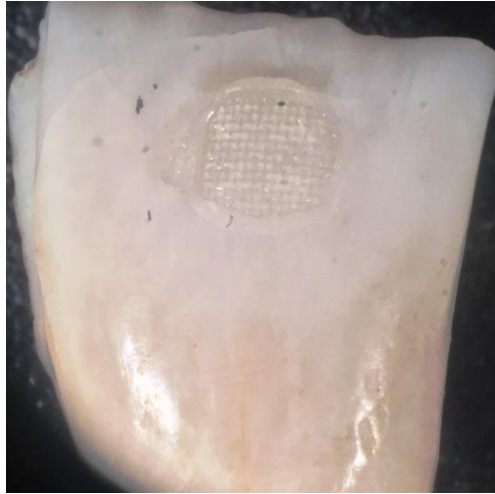
Çalışmada elde edilen veriler değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 17.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL USA) programı kullanılmıştır. Tanımlayıcı istatistikler; ortalama, standart sapma ve ortanca (minimum-maksimum) değerleri ile sunulmuş, makaslama bağlanım dayanımı testinde normal dağılım gösteren veriler için parametrik testlerden İki Yönlü ANOVA ve Fisher's LSD testi uygulanmıştır. ARI skorları için, Kruskal Wallis veya Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Sonuçlar % 95'lik güven aralığında, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.



Resim 24: ARI skoru 1 olan diş yüzeyi görüntüsü



Resim 25: ARI skoru 2 olan diş yüzeyi görüntüsü



Resim 26: ARI skoru 3 olan diş yüzeyi görüntüsü

6. BULGULAR

6.1. Makaslama testi ile ilgili bulgular

6.1.1. Transbond XT ile yapıştırılan grupların 24 saat sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuklarının karşılaştırılması

İki yönlü ANOVA analizi sonucu 24 saat sonraki MPa değerlerinin etkileşim verileri elde edildi. Bu verilere göre 24 saat sonraki MPa değerlerinde yapıştırıcı ve deproteinizasyon, tek başlarına ve birlikte değerlendirildiklerinde istatistiksel olarak anlamlı etkileri olduğu görüldü ($p < 0,05$). 24 saat sonraki MPa değerlerinin iki yönlü ANOVA etkileşim verileri Tablo 4' de gösterilmiştir.

Tablo 4: 24 saat sonraki bağlanma değerlerinin iki yönlü ANOVA etkileşim tablosu

Değişken	Sum of squares	df	Mean squares	F	p
Yapıştırıcı	15686,907	1	15686,907	2097,113	0,000*
Deproteinizasyon	226,255	5	45,251	6,049	0,000*
Yapıştırıcı x Deproteinizasyon	138,019	5	27,604	3,690	0,003*
Hata	1256,680	168	7,480		

df: serbestlik derecesi

* $p < 0.05$; Yapıştırıcı, Deproteinizasyon, Yapıştırıcı x Deproteinizasyon

Transbond XT ile yapıştırılan ve 24 saat sonra makaslama kuvveti uygulanan; Grup 1 (Kontrol), Grup 2 (%5'lik NaOCl ile deproteinizasyon), Grup 3 (Carisolv ile deproteinizasyon), Grup 4 (Papacarie ile deproteinizasyon), Grup 5 (%6'lık distile su-bromelain çözeltisiyle deproteinizasyon) ve Grup 6'nın (%6'lık NaOCl-bromelain çözeltisiyle deproteinizasyon) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 5'de MPa (megapascal) cinsinden verilmiştir.

Tablo 5: 24 saat sonunda Transbond XT ile yapıştırılan grupların makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 1 (TXT-Kontrol)	23,80±2,04	Grup2-p=0,019* Grup3-p=0,036* Grup4-p=0,406 Grup5-p=0,025* Grup6-p=0,106
Grup 2 (TXT-NaOCl)	26,17±3,04	Grup3-p=0,806 Grup4-p=0,127 Grup5-p=0,000* Grup6-p=0,000*
Grup 3 (TXT-Carisolv)	25,92±2,29	Grup4-p=0,200 Grup5-p=0,000* Grup6-p=0,000*
Grup 4 (TXT-Papacarie)	24,63±2,20	Grup5-p=0,002* Grup6-p=0,015*
Grup 5 (TXT-%6Bromelain)	21,54±4,14	Grup6-p=0,522
Grup 6 (TXT- %6NaOClBromelain)	22,18±5,32	

*p<0.05

İstatistiksel değerlendirme: İki Yönlü ANOVA testi

24 saat sonunda Transbond XT ile yapıştırılan grupların makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur (p<0.05). Grup 1'deki (TXT-Kontrol) bağlanma değeri, 5. (TXT-%6Bromelain) ve 6. (TXT-%6NaOClBromelain) gruplardan istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuş; 2. (TXT-NaOCl) ve 3. (TXT-Carisolv) gruplar arasında istatistiksel fark bulunmamış ve bu gruplar 1. (TXT-Kontrol), 5. (TXT-%6Bromelain) ve 6. (TXT- %6NaOClBromelain) gruplardan istatistiksel olarak daha yüksek bağlanım değerleri sergilemişlerdir. Grup 4'deki (TXT-Papacarie) bağlanma değeri, 5. (TXT-%6Bromelain) ve 6. (TXT-%6NaOClBromelain) gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek

bulunmuş; 5. (TXT-%6Bromelain) ve 6. (TXT- %6NaOClBromelain) gruplar arasında istatistiksel bir fark saptanmamıştır.

6.1.2. Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 24 saat sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuklarının karşılaştırılması

Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 24 saat sonra makaslama kuvveti uygulanan; Grup 13 (Kontrol), Grup 14 (%5'lik NaOCl ile deproteinizasyon), Grup 15 (Carisolv ile deproteinizasyon), Grup 16 (Papacarie ile deproteinizasyon), Grup 17 (%6'lık distile su-bromelain çözeltisiyle deproteinizasyon) ve Grup 18'in (%6'lık NaOCl-bromelain çözeltisiyle deproteinizasyon) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 6'de MPa (megapascal) cinsinden verilmiştir.

Tablo 6: Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 24 saat sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 13(Fuji-Kontrol)	3,93±1,77	Grup14-p=0,213 Grup15-p=0,003* Grup16-p=0,093 Grup17-p=0,030* Grup18-p=0,627
Grup 14(Fuji-NaOCl)	5,18±1,66	Grup15-p=0,079 Grup16-p=0,663 Grup17-p=0,349 Grup18-p=0,447
Grup 15(Fuji-Carisolv)	6,95±1,52	Grup16-p=0,185 Grup17-p=0,410 Grup18-p=0,012*
Grup 16(Fuji-Papacarie)	5,62±2,12	Grup17-p=0,615 Grup18-p=0,232
Grup 17(Fuji-%6Bromelain)	6,12±2,22	Grup18-p=0,090
Grup 18(Fuji-%6NaOClBromelain)	4,42±1,73	

*p<0.05

İstatistiksel değerlendirme: İki Yönlü ANOVA testi

24 saat sonunda Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri karşılaştırıldığında gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar saptanmıştır ($p < 0.05$). Grup 15'deki (Fuji-Carisolv) bağlanma değeri, 13. (Fuji-Kontrol) ve 18. (Fuji-%6NaOCl-Bromelain) gruplardan istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuş; 13. (Fuji-Kontrol) ve 18. (Fuji-%6NaOCl-Bromelain) gruplar arasında istatistiksel fark bulunmamıştır. Grup 17 (Fuji-%6Bromelain), 13. (Fuji-Kontrol) gruptan istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek bağlanım değeri göstermiştir. Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır.

6.1.3. Transbond XT ile yapıştırılan grupların 14 gün sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuklarının karşılaştırılması

İki yönlü ANOVA analizi sonucu 14 gün sonraki MPa değerlerinin etkileşim verileri elde edildi. Bu verilere göre 14 gün sonraki MPa değerlerinde yalnızca yapıştırıcının istatistiksel olarak anlamlı etkileri olduğu görüldü ($p < 0,05$). 14 gün sonraki MPa değerlerinin iki yönlü ANOVA etkileşim verileri Tablo 7' de gösterilmiştir.

Tablo 7: 14 gün sonraki bağlanma değerlerinin iki yönlü ANOVA etkileşim tablosu

Değişken	Sum of squares	df	Mean squares	F	p
Yapıştırıcı	12505,667	1	12505,667	1228,523	0,000*
Deproteinizasyon	51,079	5	10,216	1,004	0,417
Yapıştırıcı x Deproteinizasyon	72,361	5	14,472	1,422	0,219
Hata	1710,145	168	10,179		

df: serbestlik derecesi

* $p < 0.05$; Yapıştırıcı

Transbond XT ile yapıştırılan ve 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan; Grup 7 (Kontrol), Grup 8 (%5'lik NaOCl ile deproteinizasyon), Grup 9 (Carisolv ile

deproteinizasyon), Grup 10 (Papacarie ile deproteinizasyon), Grup 11 (%6'lık distile su-bromelain çözeltisiyle deproteinizasyon) ve Grup 12'nin (%6'lık NaOCl-Bromelain çözeltisiyle deproteinizasyon) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 8'de MPa (megapascal) cinsinden verilmiştir.

Tablo 8: Transbond XT ile yapıştırılan grupların 14 gün sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 7(TXT-Kontrol)	21,92±4,36	Grup8-p=0,671 Grup9-p=0,637 Grup10-p=0,903 Grup11-p=0,423 Grup12-p=0,019*
Grup 8(TXT-NaOCl)	21,42±2,86	Grup9-p=0,371 Grup10-p=0,762 Grup11-p=0,221 Grup12-p=0,006*
Grup 9(TXT-Carisolv)	22,47±2,37	Grup10-p=0,553 Grup11-p=0,741 Grup12-p=0,061
Grup 10(TXT-Papacarie)	21,77±3,88	Grup11-p=0,356 Grup12-p=0,014*
Grup 11(TXT-%6Bromelain)	22,85±4,82	Grup12-p=0,121
Grup 12(TXT-%6NaOClBromelain)	24,67±5,28	

*p<0.05

İstatistiksel değerlendirme: İki Yönlü ANOVA testi

Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri açısından bazı gruplar arasında anlamlı bir farklılık gözlenmiştir (p<0.05). Grup 12'deki (TXT- %6NaOCl-Bromelain) bağlanma kuvveti, anlamlı derecede Grup 7(TXT-Kontrol), Grup 8(TXT-NaOCl) ve Grup 10'dan (TXT-Papacarie) yüksek bulunmuş; 7., 8. ve 10. gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir.

6.1.4. Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 14 gün sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuklarının karşılaştırılması

Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan; Grup 19 (Kontrol), Grup 20 (%5'lik NaOCl ile deproteinizasyon), Grup 21 (Carisolv ile deproteinizasyon), Grup 22 (Papacarie ile deproteinizasyon), Grup 23 (%6'lık distile su-bromelain çözeltisiyle deproteinizasyon) ve Grup 24'ün (%6'lık NaOCl-bromelain çözeltisiyle deproteinizasyon) ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 9'de MPa (megapascal) cinsinden verilmiştir.

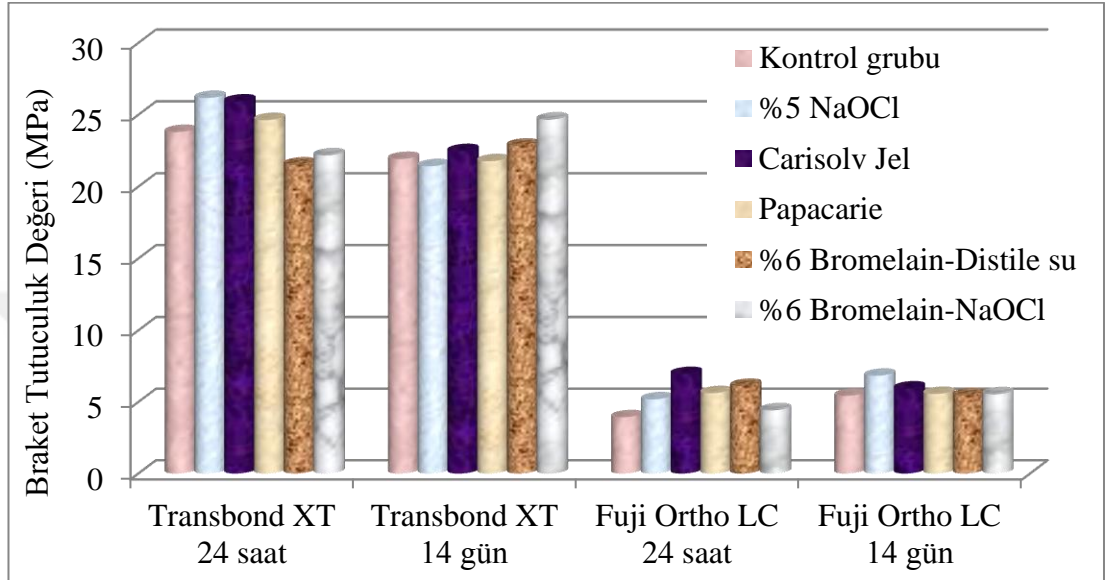
Tablo 9: Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 14 gün sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 19(Fuji-Kontrol)	5,43±2,30	Grup20-p=0,233 Grup21-p=0,665 Grup22-p=0,916 Grup23-p=0,983 Grup24-p=0,712
Grup 20(Fuji-NaOCl)	6,83±2,20	Grup21-p=0,445 Grup22-p=0,276 Grup23-p=0,241 Grup24-p=0,409
Grup 21(Fuji-Carisolv)	5,94±1,87	Grup22-p=0,744 Grup23-p=0,681 Grup24-p=0,950
Grup 22(Fuji-Papacarie)	5,56±1,85	Grup23-p=0,933 Grup24-p=0,792
Grup 23(Fuji-%6Bromelain)	5,46±1,99	Grup24-p=0,728
Grup 24(Fuji-%6NaOClBromelain)	5,86±1,35	

p>0.05

İstatistiksel değerlendirme: İki Yönlü ANOVA testi

Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda makaslama kuvvetine karşı tutuculuk değerleri açısından gruplar arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).



Şekil 2: Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 24 saat ve 14 gün sonraki makaslama kuvvetlerine karşı ortalama tutuculuk değerleri (MPa)

6.1.5. Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 24 saat sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuklarının karşılaştırılması

Transbond XT ile yapıştırılan gruplardaki (Grup 1, Grup 2, Grup 3, Grup 4, Grup 5, Grup 6) ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan gruplardaki (Grup 13, Grup 14, Grup 15, Grup 16, Grup 17, Grup 18) braketlerin 24 saat sonra makaslama kuvvetlerine karşı ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 10'de MPa (megapascal) cinsinden verilmiştir.

Tablo 10: Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 24 saat sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 1 (TXT-Kontrol)	23,80±2,04	0,000*
Grup 13 (Fuji-Kontrol)	3,93±1,77	
Grup 2 (TXT-NaOCl)	26,17±3,04	0,000*
Grup 14 (Fuji-NaOCl)	5,18±1,66	
Grup 3 (TXT-Carisolv)	25,92±2,29	0,000*
Grup 15 (Fuji-Carisolv)	6,95±1,52	
Grup 4 (TXT-Papacarie)	24,63±2,20	0,000*
Grup 16 (Fuji-Papacarie)	5,62±2,12	
Grup 5 (TXT-%6Bromelain)	21,54±4,14	0,000*
Grup 17 (Fuji-%6Bromelain)	6,12±2,22	
Grup 6 (TXT-%6NaOClBromelain)	22,18±5,32	0,000*
Grup 18 (Fuji-%6NaOClBromelain)	4,42±1,73	

*p<0.05

Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda makaslama kuvvetine karşı tutuculuk değerleri açısından tüm karşılaştırılan gruplar arasında anlamlı bir farklılık görülmüştür (p=0.00, p<0.05). Tüm gruplarda Transbond XT ile yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımı Fuji Ortho LC ile yapıştırılanlara göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

6.1.6. Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 14 gün sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuklarının karşılaştırılması

Transbond XT ile yapıştırılan gruplardaki (Grup 7, Grup 8, Grup 9, Grup 10, Grup 11, Grup 12) ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan gruplardaki (Grup 19, Grup 20, Grup 21, Grup 22, Grup 23, Grup 24) braketlerin 14 gün sonra makaslama kuvvetlerine karşı ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 11’de MPa (megapascal) cinsinden verilmiştir.

Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda makaslama kuvvetine karşı tutuculuk değerleri açısından tüm karşılaştırılan gruplar arasında anlamlı bir farklılık görülmüştür ($p=0.00$, $p<0.05$). Tüm gruplarda Transbond XT ile yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımı Fuji Ortho LC ile yapıştırılanlara göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Tablo 11: Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 14 gün sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 7 (TXT-Kontrol)	21,92±4,36	0,000*
Grup 19 (Fuji-Kontrol)	5,43±2,30	
Grup 8 (TXT-NaOCl)	21,42±2,86	0,000*
Grup 20 (Fuji-NaOCl)	6,83±2,20	
Grup 9 (TXT-Carisolv)	22,47±2,37	0,000*
Grup 21 (Fuji-Carisolv)	5,94±1,87	
Grup 10 (TXT-Papacarie)	21,77±3,88	0,000*
Grup 22 (Fuji-Papacarie)	5,56±1,85	
Grup 11 (TXT-%6Bromelain)	22,85±4,82	0,000*
Grup 23 (Fuji-%6Bromelain)	5,46±1,99	
Grup 12 (TXT-%6NaOClBromelain)	24,67±5,28	0,000*
Grup 24 (Fuji-%6NaOClBromelain)	5,86±1,35	

*p<0.05

6.1.7. Transbond XT ile yapıştırılan grupların 24 saat ve 14 gün sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuklarının karşılaştırılması

Transbond XT ile yapıştırılan gruplardaki (Grup 1, Grup 2, Grup 3, Grup 4, Grup 5, Grup 6, Grup 7, Grup 8, Grup 9, Grup 10, Grup 11, Grup 12) braketlerin zamana bağlı makaslama kuvvetlerine karşı ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 12’de MPa (megapascal) cinsinden verilmiştir.

Tablo 12: Transbond XT ile yapıştırılan grupların 24 saat sonra ve 14 gün sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 1 (TXT-Kontrol) 24 saat	23,80±2,04	0,146
Grup 7 (TXT-Kontrol) 14 gün	21,92±4,36	
Grup 2 (TXT-NaOCl) 24 saat	26,17±3,04	0,000*
Grup 8 (TXT-NaOCl) 14 gün	21,42±2,86	
Grup 3 (TXT-Carisolv) 24 saat	25,92±2,29	0,000*
Grup 9 (TXT-Carisolv) 14 gün	22,47±2,37	
Grup 4 (TXT-Papacarie) 24 saat	24,63±2,20	0,019*
Grup 10 (TXT-Papacarie) 14 gün	21,77±3,88	
Grup 5 (TXT-%6Bromelain) 24 saat	21,54±4,14	0,430
Grup 11 (TXT-%6Bromelain) 14 gün	22,85±4,82	
Grup 6 (TXT-%6NaOClBromelain) 24 saat	22,18±5,32	0,210
Grup 12 (TXT-%6NaOClBromelain) 14 gün	24,67±5,28	

*p<0.05

Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda Transbond XT ile yapıştırılan grupların 24 saat sonra ve 14 gün sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri açısından bazı gruplar arasında anlamlı bir farklılık görülmüştür ($p<0.05$). Grup 2 (TXT-NaOCl-24saat) Grup 8'den (TXT-NaOCl-14gün) ($p=0,000$; $p<0.05$), Grup 3(TXT-Carisolv-24 saat) Grup 9'dan (TXT-Carisolv-14gün) ($p= 0,000$; $p<0.05$), Grup 4 (TXT-Papacarie-24 saat) Grup 10'dan (TXT-Papacarie-14gün) ($p=0,019$; $p<0.05$) anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık saptanmamıştır.

6.1.8. Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 24 saat ve 14 gün sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuklarının karşılaştırılması

Fuji Ortho LC ile yapıştırılan gruplardaki (Grup 13, Grup 14, Grup 15, Grup 16, Grup 17, Grup 18, Grup 19, Grup 20, Grup 21, Grup 22, Grup 23, Grup 24) braketlerin zamana bağlı makaslama kuvvetlerine karşı ortalama braket kopma değerleri ve standart sapmaları Tablo 13'da MPa (megapascal) cinsinden verilmiştir.

Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 24 saat sonra ve 14 gün sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri açısından bazı gruplar arasında anlamlı bir farklılık görülmüştür ($p<0.05$). Grup 20 (Fuji-NaOCl-14gün) Grup 14'den (Fuji-NaOCl-24saat) ($p=0,028$; $p<0.05$), Grup 24 (Fuji-%6NaOClBromelain-14gün) Grup 18'den (Fuji-%6NaOClBromelain-24saat) ($p= 0,017$; $p<0.05$) anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık saptanmamıştır.

Tablo 13: Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların 24 saat sonra ve 14 gün sonra makaslama kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri

Gruplar	Makaslama Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	
	Ort±SS	p
Grup 13 (Fuji-Kontrol) 24 saat	3,93±1,77	0,055
Grup 19 (Fuji-Kontrol) 14 gün	5,43±2,30	
Grup 14 (Fuji-NaOCl) 24 saat	5,18±1,66	0,028*
Grup 20 (Fuji-NaOCl) 14 gün	6,83±2,20	
Grup 15 (Fuji-Carisolv) 24 saat	6,95±1,52	0,118
Grup 21 (Fuji-Carisolv) 14 gün	5,94±1,87	
Grup 16 (Fuji-Papacarie) 24 saat	5,62±2,12	0,934
Grup 22 (Fuji-Papacarie) 14 gün	5,56±1,85	
Grup 17 (Fuji-%6Bromelain) 24 saat	6,12±2,22	0,398
Grup 23 (Fuji-%6Bromelain) 14 gün	5,46±1,99	
Grup 18 (Fuji-%6NaOClBromelain) 24 saat	4,42±1,73	0,017*
Grup 24 (Fuji-%6NaOClBromelain) 14 gün	5,86±1,35	

*p<0.05

6.2. ARI skorları ile ilgili bulgular

6.2.1. Transbond XT ile yapıştırılan ve 24 saat sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının değerlendirilmesi

Transbond XT ile yapıştırılan ve 24 saat sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının dağılımı Tablo 14'de gösterilmiştir. Gruplar arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p=0,062$; $p>0,05$).

Tablo 14: Transbond XT ile yapıştırılan ve 24 saat sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorları

Gruplar	ARI SKORU	
	Ortanca (Min-Max)	p
Grup 1 (TXT-Kontrol)	2 (0-3)	0,062
Grup 2 (TXT-NaOCl)	2 (0-3)	
Grup 3 (TXT-Carisolv)	3 (1-3)	
Grup 4 (TXT-Papacarie)	3 (2-3)	
Grup 5 (TXT-%6Bromelain)	3 (0-3)	
Grup 6 (TXT-%6NaOClBromelain)	3 (1-3)	

$p>0,05$

İstatistiksel değerlendirme: Kruskal Wallis testi

6.2.2. Transbond XT ile yapıştırılan ve 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının değerlendirilmesi

Transbond XT ile yapıştırılan ve 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının dağılımı Tablo 15’ de gösterilmiştir. Gruplar arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p=0,200$; $p>0,05$).

Tablo 15: Transbond XT ile yapıştırılan ve 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorları

Gruplar	ARI SKORU	
	Ortanca (Min-Max)	p
Grup 7 (TXT-Kontrol)	2 (0-3)	0,200
Grup 8 (TXT-NaOCl)	2 (0-3)	
Grup 9 (TXT-Carisolv)	3 (0-3)	
Grup 10 (TXT-Papacarie)	2 (0-3)	
Grup 11 (TXT-%6Bromelain)	3 (2-3)	
Grup 12 (TXT-%6NaOClBromelain)	3 (0-3)	

$p>0,05$

İstatistiksel değerlendirme: Kruskal Wallis testi

6.2.3. Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 24 saat sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının değerlendirilmesi

Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 24 saat sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının dağılımı Tablo 16’de gösterilmiştir. Gruplar arasında anlamlı bir farklılık saptanmamıştır ($p=0,150$; $p>0,05$).

Tablo 16: Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 24 saat sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorları

Gruplar	ARI SKORU	
	Ortanca (Min-Max)	p
Grup 13 (Fuji-Kontrol)	0 (0-3)	
Grup 14 (Fuji-NaOCl)	1 (0-3)	
Grup 15 (Fuji- Carisolv)	1 (0-3)	0,150
Grup 16 (Fuji-Papacarie)	1 (0-2)	
Grup 17 (Fuji-%6Bromelain)	1 (1-2)	
Grup 18 (Fuji-%6NaOClBromelain)	1 (0-2)	

$p>0,05$

İstatistiksel değerlendirme: Kruskal Wallis testi

6.2.4. Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının değerlendirilmesi

Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının dağılımı Tablo 17’ de gösterilmiştir. Gruplar arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p=0,541$; $p>0,05$).

Tablo 17: Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorları

Gruplar	ARI SKORU	
	Ortanca (Min-Max)	p
Grup 19 (Fuji-Kontrol)	1 (0-3)	
Grup 20 (Fuji-NaOCl)	1 (0-3)	
Grup 21(Fuji- Carisolv)	1 (0-1)	0,541
Grup 22 (Fuji-Papacarie	1 (0-3)	
Grup 23 (Fuji-%6Bromelain)	1 (0-2)	
Grup 24 (Fuji-%6NaOClBromelain)	1 (0-1)	

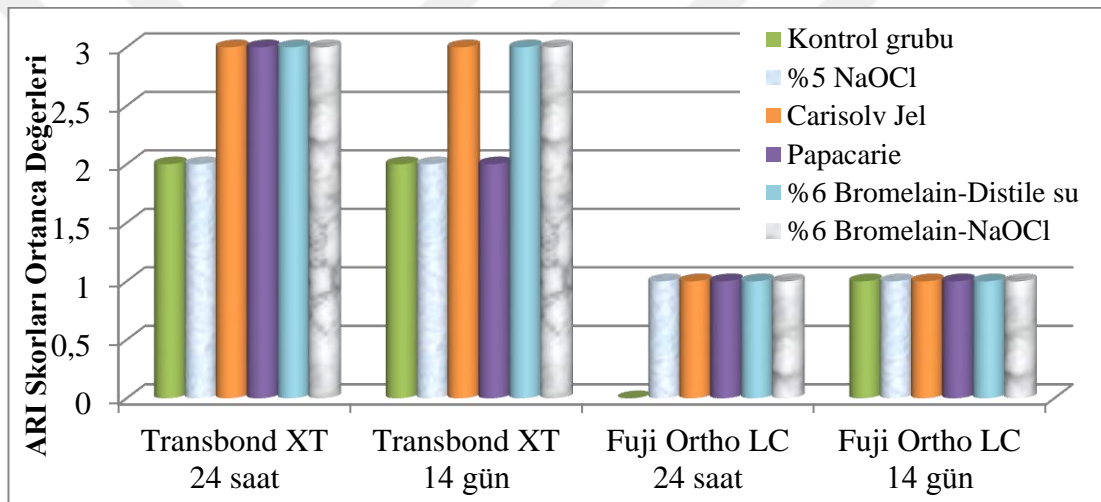
$p>0,05$

İstatistiksel değerlendirme: Kruskal Wallis testi

6.2.5. Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 24 saat sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının değerlendirilmesi

Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 24 saat sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının dağılımı Tablo 18' de gösterilmiştir.

Kontrol grubu dışında tüm deproteinizasyon yapılan gruplarda ARI skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur ($p < 0.05$). Transbond XT gruplarında braket kopması daha çok braket-yapıştırıcı ara yüzünde olurken, Fuji Ortho LC gruplarında kopmalar daha çok mine-yapıştırıcı ara yüzünde meydana gelmiştir.



Şekil 3: Transbond XT ve Fuji Ortho LC gruplarında ARI skorları ortanca değerleri

Tablo 18: Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 24 saat sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorları

Gruplar	ARI SKORU	
	Ortanca (Min-Max)	p
Grup 1 (TXT-Kontrol)	2 (0-3)	0,088
Grup 13 (Fuji-Kontrol)	0 (0-3)	
Grup 2 (TXT-NaOCl)	2 (0-3)	0,018*
Grup 14 (Fuji-NaOCl)	1 (0-3)	
Grup 3 (TXT-Carisolv)	3 (1-3)	0,001*
Grup 15 (Fuji-Carisolv)	1 (0-3)	
Grup 4 (TXT-Papacarie)	3 (2-3)	0,000*
Grup 16 (Fuji-Papacarie)	1 (0-2)	
Grup 5 (TXT-%6Bromelain)	3 (0-3)	0,001*
Grup 17 (Fuji-%6Bromelain)	1 (1-2)	
Grup 6 (TXT-%6NaOClBromelain)	3 (1-3)	0,000*
Grup 18 (Fuji-%6NaOClBromelain)	1 (0-2)	

*p<0.05

İstatistiksel değerlendirme: Mann Whitney U testi

6.2.6. Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının değerlendirilmesi

Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının dağılımı Tablo 19' de gösterilmiştir.

NaOCl dışında tüm deproteinizasyon yapılan gruplarda ve kontrol grubunda ARI skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur ($p<0.05$). Transbond XT gruplarında braket kopması daha çok braket-yapıştırıcı ara yüzünde olurken, Fuji Ortho LC gruplarında kopmalar daha çok mine-yapıştırıcı ara yüzünde meydana gelmiştir.



Tablo 19: Transbond XT ve Fuji Ortho LC ile yapıştırılan ve 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplara ait ARI skorlarının değerlendirilmesi

Gruplar	ARI SKORU	
	Ortanca (Min-Max)	p
Grup 7 (TXT-Kontrol)	2 (0-3)	0,044*
Grup 19 (Fuji-Kontrol)	1 (0-3)	
Grup 8 (TXT-NaOCl)	2 (0-3)	0,294
Grup 20 (Fuji-NaOCl)	1 (0-3)	
Grup 9 (TXT-Carisolv)	3 (0-3)	0,000*
Grup 21 (Fuji- Carisolv)	1 (0-1)	
Grup 10 (TXT-Papacarie)	2 (0-3)	0,003*
Grup 22 (Fuji-Papacarie)	1 (0-3)	
Grup 11 (TXT-%6Bromelain)	3 (2-3)	0,000*
Grup 23 (Fuji-%6Bromelain)	1 (0-2)	
Grup 12 (TXT-%6NaOClBromelain)	3 (0-3)	0,000*
Grup 24 (Fuji-%6NaOClBromelain)	1 (0-1)	

*p<0.05

İstatistiksel değerlendirme: Mann Whitney U testi

7. TARTIŞMA

7.1. Amaç, Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Ortodontik tedavide, sabit apareylerin en önemli araçları braketlerdir. Braketler aracılığıyla ortodontik kuvvetler, dişlere aktarılır. Braketler çeşitli yapıştırıcı sistemler kullanılarak dişlere yapıştırılmaktadır. Kullanılan sistemin yeterli bağlanma gücü, uygulama kolaylığı, hasta konforu sağlaması, ortodontik tedavinin iatrojenik etkilerini azaltabilmesi gibi faktörler ortodontik tedavinin başarısını etkilemektedir. Geçmişten günümüze braketlerin diş bağlanma kuvvetini arttırmaya yönelik bir çok çalışma yapılmıştır. Hem ortodontik tedavinin iatrojenik etkilerini azaltacak hem de yeterli bağlanma dayanımı sağlayan sistemler en çok arzu edilmektedir.

Sabit ortodontik tedavi gören hastalarda demineralizasyonun ilk klinik bulgusu mine üzerinde beyaz nokta lezyonu gelişimidir. Bu mine defektinin üzerini örten mine yüzeyi parlak ve sert olup bu lezyonlar bir ortodontik tedavi seansından diğerine kadar geçen 4 hafta gibi kısa bir sürede oluşabilmektedir (166, 172). Sabit ortodontik tedavi esnasında uygulanan direkt bonding tekniği sonucunda, asitle pürüzlendirmeye bağlı mine kayıplarının oluşması, ağız hijyeni kötü hastalarda braket etrafında demineralizasyon gelişebilmesi, ayrıca braketlerin sökümü sırasında minenin floridan zengin tabakasında kayıplar oluşması gibi tedavinin hastadan bağımsız gelişebilen yan etkileri de göz önünde tutulmalıdır (181). Bu yan etkilerin önüne geçebilmek için cam iyonomer simanların florür salma özelliğinden yararlanılabilir.

Cam iyonomer simanların (CİS) ortodonti pratiğine girmesinde asitletme gerektirmemeleri ve florür iyonu salma gibi olumlu özellikleri etkili olmuştur (182). Bazı çalışmalar ortodontik tedavi süresince cam iyonomer simanların çürük önleyici özelliklerinin az olduğunu göstermiştir (183). Cam iyonomer simanlar kalsiyum köprüleri, hidrojen bağları ve van der Waals kuvvetleri ile mineye kimyasal olarak bağlanırlar. Ancak bu bağlantı kompozit rezinlerin sağladığı bağlantıdan daha düşük bulunmuştur (143). CİS'lerdeki mineye bağlanma kuvvetini arttırmak için yapısına rezinler eklenerek RMCİS'ler oluşturulmuştur. RMCİS'ler hem asit-baz reaksiyonu hem de polimerizasyon ile sertleşme gösterirler (153). CİS'lerin

kullanımı öncesinde minenin asitlenmesi önerilmez iken RMCİS'ler için önerilmektedir. Poliakrilik asiti öneren çalışmalar olduğu gibi (7, 184, 185) %37'lik fosforik asit uygulanmasının mineye olan tutuculuğu arttırdığını bildiren çalışmalar da mevcuttur (19, 22, 186-188). Benzer çalışmalar yapan araştırmacıların önerisiyle çalışmamızda RMCİS kullanımı öncesi %37'lik fosforik asit uygulanmıştır (18, 19, 22).

Gelişen teknolojiyle birlikte çeşitli yapıştırıcılar geliştirilerek diş hekimliğinde ve ortodonti alanında kullanıma sunulmuştur. Yapıştırıcılar içeriklerine göre; cam iyonomer simanlar, rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve kompozit rezinler olarak sınıflandırılırken; sertleşme reaksiyonlarına göre; kimyasal, ışıkla ve hem kimyasal hem ışıkla sertleşen yapıştırıcılar olarak sınıflandırılabilirler. Kompozit rezinler kendi içlerinde uygulanma basamaklarına göre; asit-bonding-yapıştırıcının ayrı ayrı uygulandığı 3 aşamalı sistemler, asit-bonding işleminin birlikte uygulandığı iki aşamalı sistemler ve tüm basamakların tek seferde uygulandığı tek aşamalı sistemler olarak sınıflandırılabilirler (189). Genellikle asit-bonding-yapıştırıcının ayrı ayrı uygulandığı 3 aşamalı konvansiyonel sistemlerin bağlanma dayanımı diğerlerine göre daha yüksek bulunmuştur (190-195). Benzer çalışmalarda olduğu gibi, araştırmamızda kliniğimizde de rutin olarak kullanılan Transbond XT kullanılmıştır.

Mine yüzeyinin cilalanması, braketin yapıştırılması ve sökülmesi, diş yüzeyinin temizlenmesi gibi işlemlerin mine yüzeyinde 1500-2000 µm'ye kadar kayıplara neden olduğu; temizlenme sonrası diş yüzeyinde az da olsa adeziv artığı kalabildiği belirtilmektedir (153). Araştırmacılar braketlerin sökülmesinin ardından RMCİS'lerin diş yüzeyinden geleneksel kompozitlerden daha kolay temizlendiğini bildirmişlerdir (6, 196). Bu sayede minede oluşabilecek olası hasarların önüne geçilip, hekimin hasta başında geçirdiği süre azaltılacak ve hastanın konforu artırılmış olacaktır (153, 196).

Ortodontik braketlerin bağlanma kuvvetinin incelendiği çalışmalarda braketin bağlandığı yüzey çeşitlilik arz etmektedir. Yapılan literatür taraması sonucunda in vitro çalışmalarda materyal olarak hem hayvan dişleri (19, 22, 97, 197-202) hem de insan dişlerinin (17, 18, 20, 21, 203) kullanıldığı görülmüştür. Oesterle ve arkadaşları (204), sıgır dişlerinin %21 ile %41 oranında insan dişine kıyasla daha az bağlanma

dayanımı değeri gösterdiğini bildirmişlerdir. Keçik ve ark. (205) sığır dişlerinin mine ve dentininin insan dişine göre daha hızlı geliştiğini ve daha büyük kristallere sahip olduğunu belirtmişlerdir. Sığır dişlerinin yapısındaki bu farklılığın, insan daimi dişlerine göre bağlanma kuvveti sonuçlarını etkileyebileceği düşünülmektedir. Diğer taraftan Schilke ve ark. (206) ve Abuabara ve ark. (207) laboratuvar çalışmalarında insan örnekleri yerine kullanılan preparatlara önem vermek gerektiğini bildirmişlerdir. Çok sayıda örneğimiz olduğu için sığır dişlerinin insan dişlerine göre daha kolay elde edilebilmesi ve mine yapısının insan dişlerinin mine yapısıyla benzerlik göstermesi sebebiyle bu çalışmada sığır kesici dişlerinden yararlanılmıştır (204, 208, 209).

Çalışmamızda her biri 15 adet örnek içeren 24 grup vardır. Örneklem boyutunun hesaplanmasında Justus ve arkadaşlarının (18) araştırması baz alınarak alfa hata=0.05 (%95), beta hata=0.20 (%80), etki boyutu 1 alınmış ve ihtiyaç duyulan örnek sayısı 14 olarak hesaplanmıştır. Ancak araştırma sırasındaki muhtemel veri kayıpları göz önüne alınarak her bir grupta n=15 olarak hesaplanmıştır.

Deneyler gerçekleştirilene kadar elde edilen dişlerin saklanma koşulları incelendiğinde araştırmacıların pek çok farklı saklama solüsyonunu tercih ettiği görülmüştür. Bu konuda kabul görmüş tek bir solüsyon ve belirli bir saklama süresi yoktur. Kullanılan tüm solüsyonların amacı, mine yapısının bozulmaması ve bakteriyel infiltrasyonun olmamasıdır. Solüsyonlar genelde ayda bir değiştirilmektedir. Birçok çalışmada dişler; timol (20, 197, 199, 200, 202), kloramin T (210), formaldehit (19, 22), yapay tükürük (21), salin (17, 211), distile su (18, 212), etil alkol (201) gibi solüsyonlar içerisinde bekletilmiştir. Çalışmamızda ise aynı amaçla %0,1'lik sodyum azid solüsyonu kullanılmıştır. Yapılan bazı çalışmalarda, diş minesini yüksek oranda inorganik yapı içerdiği için değişik saklama koşullarının braket tutuculuğunu anlamlı derecede etkilemediği bildirilmiştir (213, 214). Genel olarak tüm çalışmalarda diş kökleri keskin el aletleriyle temizlenmiş ve yumuşak doku artıklarından arındırılmıştır. Çalışmalarda dişlerin farklı sıcaklık ve sürelerde saklanmış oldukları görülmekte ve saklanma sürelerinin 24 saat ile 5 yıl gibi çok değişkenlik gösterdiği belirlenmiştir. Williams ve ark. 4 °C'deki timol ve distile su içinde 24 saat, 3 ay ve 5 yıl boyunca saklanan dişlerin makaslama

kuvvetlerine karşı tutuculuk değerlerini karşılaştırmışlar ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir (215). Jaffer ve ark. saklama solüsyonlarının ortodontik braketlerin bağlanma kuvveti üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında, dişleri kuru ortamda ve etanol solüsyonunda saklamanın bağlanma kuvvetini anlamlı derecede azalttığını belirtmişlerdir (216). Çalışmamızda saklama sıvısı düzenli aralıklarla değiştirilmiş ve bu sayede bakteri kolonizasyonu önlenmeye çalışılmıştır. Mine yapısında oluşabilecek değişiklikleri engellemek amacıyla tüm dişler çekimlerinin ardından en erken 5 gün en geç 3 ay içerisinde kullanılmıştır.

Saklama solüsyonu içerisinde bekletilmiş olan dişlerin yüzeylerindeki organik ve inorganik artıkların braket yapıştırma işlemi öncesinde temizlenmesi gereklidir. Araştırmacılar bu amaçla pomza veya flor içermeyen patlar kullanmışlardır (7, 9, 20, 188, 197, 201, 202). Araştırmamızda mine yüzeyinde değişiklik yapmamak adına pat kullanmayarak yalnızca su ve kauçuk polisaj frezleri ile diş yüzeyi temizlenmiştir. Bazı araştırmacılar dişlerin yüzey topografisini standardize etmek amacıyla dişlerin labial kurvatürlü yapılarını aşındırarak düz bir yüzey oluşturulmasını önermektedir (217). Ancak bu durumun klinik şartları tam anlamıyla yansıtmayacağı göz ardı edilmemelidir (213).

Günümüzde mineyi pürüzlendirmek için kullanılan birçok yöntem mevcuttur. Bunlardan en yaygın olarak kullanılanı fosforik asit ile pürüzlendirilmedir. Dişlerin yüzeyi temizlendikten sonra minenin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılan asidin konsantrasyonu ve asitleme süresi çalışmalarda araştırılan konular arasındadır. Ortodontide makaslama testlerinin yapıldığı in vitro çalışmalarda %30 ile %40 yoğunluğundaki fosforik asit ile yeterli tutuculuk elde edildiği görülmüştür (61, 188). Çalışmaların çoğunda, %35-%37 konsantrasyonlarında fosforik asit kullanılmıştır. Asitleme süresi ise farklılık göstermektedir; 15 sn (9, 19, 20, 22, 201), 20 sn (197), 30 sn (18, 199, 200, 202), 60 sn uygulandığını bildiren çalışmalar vardır. Çalışmamızda Transbond TX grubunda asit uygulaması %37'lik fosforik asit 30 sn, Fuji Ortho LC Automix grubunda ise %37'lik fosforik asit 20 sn olarak gerçekleştirilmiştir. Bazı çalışmalara göre fosforik asit uygulaması sonucu ortaya çıkan kalsiyum monofosfat ve kalsiyum sülfat gibi yan ürünlerin yıkama süresi arttıkça daha iyi uzaklaştırıldığı ve braketlerin tutuculuğunun arttığı bildirilmiştir (218). Bu

durum göz önünde bulundurularak mine yüzeyi 10 sn boyunca basınçlı su ile yıkanmış ve Transbond XT grubunda 15 sn hava spreyi ile tebeşir rengi görünene kadar kurutulmuştur. Fuji Ortho LC Automix grubunda ise üretici kullanım talimatlarına uygun şekilde yüzey nemli bırakılmıştır.

Cheng ve arkadaşları (219), GC Fuji Ortho LC (GC, Itabashiku, Tokyo, Japan) yapıştırıcıyı kullandıkları premolar dişlerde %15'lik fosforik asiti 15 sn süre uyguladıklarında optimal sonuçlar elde ettiklerini bildirmişlerdir. Summers ve arkadaşları (9), geleneksel kompozit rezin ve RMCİS'in tutuculuk değerlerini karşılaştırdıkları in-vitro ve in-vivo çalışmada; in-vitro olarak RMCİS'lerin tutuculuğunun istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olmasına rağmen, in-vivo verilere göre iki yapıştırıcının arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını ve RMCİS'lerin yeterli tutuculuğu gösterdiklerini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda kullanılan simanlardan biri rezin modifiye cam iyonomer siman olan Fuji Ortho LC'nin iki pasta halindeki automix formudur. Siman, tabancasıyla beraber kullanıldığı için üretici firmanın belirttiği oranlarda karıştırılmış olup yoğunluk farklılıklarının önüne geçilmiştir. Eliades ve ark. (220) adezive ait karıştırılırken oluşan yoğunluk farklılıklarının bağlanma kuvvetleri arasında değişiklikler oluşmasına neden olabileceğini belirtmiştir. Bu nedenle araştırmamızda Fuji Ortho LC'nin toz-likit formu yerine hem uygulama kolaylığı hem de yoğunluk farklılıklarının önüne geçilmesi amacıyla iki pasta halindeki automix formu kullanılmıştır.

Deproteinizasyonun ortodontik braketlerin bağlanma dayanımına etkilerine dair sayılı çalışma vardır. Yapılan literatür incelemesinde deproteinizasyon ajanı olarak Sodyum Hipoklorit (NaOCl) (17, 18, 21, 93), papain jel (19, 22, 97), Papacarie (20) ve Bromelain (22) gibi maddelerin kullanıldığı görülmüştür. Çalışmalarda kullanılan sodyum hipoklorit oranı %2.5 (19, 22) , %5 (90, 91, 93, 203, 221) , %5.25 (17, 18, 21, 203, 222-226) ve kullanılma süresi; 30 sn, 60 sn, 120 sn olarak izlenmiştir. Aralarında bağlanma dayanımını etkileme açısından bir fark görülmemiştir. Çalışmamızda %5 NaOCl kullanılmıştır. Papain jel içeren ticari bir preparat olan Papacarie'nin deproteinizasyon ajanı olarak kullanıldığı çalışma sayısı az olmakla birlikte (20) daha çok papain jel kullanılarak yapılan deproteinizasyon

çalışmaları bildirilmiştir (19, 22, 97). Agarwal ve ark.'nın (20) %10 papain jel ve Papacarie'nin deproteinizasyon etkinliklerini değerlendirdikleri çalışmada bu materyaller arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmamızda temininde ve uygulamasındaki kolaylık sebebiyle Papacarie kullanılmıştır. Pithon ve ark. (22) çalışmalarında %6 bromelain kullandıklarını belirtmiş ancak bu preparatın nasıl ve hangi çözücüyle hazırlandığını bildirmemişlerdir. Münchow ve ark.'nın (227) %2,5 Bromelain çözeltisini hazırlama şekli referans alınarak, çalışmamızda 10 ml distile su ve 0,6 g bromelain tozu ile %6'lık bromelain çözeltisi hazırlanmıştır. Alternatif olarak daha önceki çalışmalarda bahsedilmeyen, 10 ml NaOCl ve 0,6 g bromelain tozu ile %6'lık NaOCl-bromelain çözeltisi hazırlanıp çalışmamızda kullanılmıştır. Carisolv'un deproteinizasyon ajanı olarak braketlerin bağlanma dayanımına etkisini değerlendiren bir çalışmaya rastlanmamıştır. Asit ile pürüzlendirme ile birlikte Carisolv'un mine ve dentine olan etkilerinin topografik incelemesini bildiren çalışmalar vardır (123). Yamada ve ark. (124) yaptıkları bir çalışmada mine yüzeyinden organik debris kaldırılması konusunda Carisolv ve sodyum hipokloritin etkinliklerini karşılaştırmıştır. Bu araştırmalar bize asit ile pürüzlendirme öncesi Carisolv ile deproteinizasyonun braketlerin bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi fikrini sunmuştur.

Venezie ve ark. (90) 1994 yılında Amelogenesis Imperfektalı diş yüzeyine asit uygulanmadan önce %5 Sodyum Hipoklorit (NaOCl) ile deproteinize edildiğinde minenin daha iyi pürüzlendiğini bildirmişlerdir. Hipokalsifiye Amelogenesis Imperfektalı mine daha fazla protein içerdiği için asitle pürüzlendirme yapıldığında istenilen pürüzlendirme deseninin oluşmadığını, deproteinizasyon sayesinde asitin çözemediği proteinlerin ortadan kaldırıldığını belirtmişlerdir. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile aldıkları görüntülerde deproteinizasyon yapılan mine yüzeylerinde istenilen pürüzlendirilmiş yüzeyler gözlenmiştir. Böylece NaOCl ile deproteinizasyon yapıldığında Amelogenesis Imperfektalı ve florozisli mine yüzeylerine kompozit rezinlerin bağlanma dayanımının arttığını bildirmişlerdir. Hipokalsifiye ve florozisli mine yüzeylerinde asit uygulaması yapılmadan önce NaOCl ile deproteinizasyon yapmanın kompozit rezinlerin bağlanma dayanımını arttırdığına dair başka çalışmalar da vardır (91, 92).

Ortodontide braketler yapıştırılırken ışıkla sertleşen ya da sertleşme reaksiyonu ışıkla başlayan adezivler ile birlikte belirli dalga boyunda ışık üreten cihazlar kullanılmaktadır. Önceki yıllarda yapılan birçok çalışmada halojen ışık cihazları kullanılırken (18, 212), çalışmamızda günümüzde kullanımı yaygın olan LED ışık cihazı tercih edilmiştir (19, 22, 97). Üşümez ve ark. (228), 20 ve 40 saniyelik uygulamanın klinik olarak yeterli polimerizasyon sağladığını, fakat 10 saniyelik uygulamanın yeterli polimerizasyon sağlamadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda 3M ESPE Elipar™ S10 LED ışık cihazıyla; Transbond XT™ grubunda her braket yüzeyine 5 sn olacak şekilde toplam 20 sn, Fuji Ortho LC Automix grubunda ise her yüzeye 10 sn olacak şekilde toplam 40 sn ışık uygulanmıştır.

Braketlerin tutuculuklarını inceleyen araştırmalarda deney esnasında standardizasyonun sağlanabilmesi ve sonuçların daha güvenilir olabilmesi için dişler taşıyıcı kalıplar aracılığıyla İnstron cihazına aktarılmaktadır. Çalışmalar incelendiğinde dişleri bloklara almak için araştırmacılar en çok soğuk akrilik rezin kullanmışlardır (18, 19, 21, 22, 190, 191). Bazı araştırmacılar ise bu amaçla dental alçı kullanmışlardır (57, 195). Çalışmamızda da akrilik rezin tercih edilmiştir. Braketler dişlere yapıştırıldıktan sonra örneklerin hazırlanması sırasında, kuvvetin braket kaidesine paralel gelmesi ve her dişin akrilik blok içerisinde aynı pozisyonda durmasını sağlamak için çalışmamızda özel bir düzenek hazırlanmıştır. Önce dişlere braketleri yapıştırdıktan sonra bu düzenek yardımıyla dişler akrilik içine gömülmüştür. Birçok araştırmada benzer şekilde diş yüzeyine önce braketlerin yapıştırıldığı ve daha sonra örneklerin taşıyıcı bloklar içine alındığı belirtilmiştir (18, 57, 61, 201). Bazı çalışmalarda ise, braketler yapıştırılmadan önce dişler, vestibül yüzeyleri yer düzlemine paralel olacak şekilde gömülmüşlerdir (19, 22, 97). Fakat bu şekilde bir yerleştirme ile uygulanan kuvvet braket kaidesine değil diş yüzeyine paralel gelir ve makaslama kuvvetlerinin uygulanması sırasında istenilmeyen kuvvetlerin ortaya çıkmasına neden olabilir.

Braketlerin yapıştırılmasından testlerin uygulanmasına kadar örneklerin bekletildiği koşullar önem taşımaktadır. İncelenen çalışmalarda, testlerin yapılmasına kadar örneklerin farklı sürelerde ve farklı sıcaklıklarda nemli bir ortam sağlamak için farklı solüsyonlarda bekletildiği görülmüştür. Deneyler yapılana kadar örneklerin saklandığı solüsyon olarak araştırmacılar; su (57, 229), distile su (18, 20, 21, 201), suni

tükürük (19, 22) ve serum fizyolojisi tercih etmişlerdir. Örneklerin çeşitli çalışmalarda 37°C'de (18, 19, 57, 201), oda sıcaklığında (18, 21, 202) ve termal siklus cihazında (18, 20) bekletildiği gözlenmiştir. Testlerin yapılmasına kadar geçen süre araştırmalarda çeşitlilik göstermektedir. Bu süre 24 saatten 1 aya kadar uzamaktadır. Çalışmalarda 24 saat (19-21, 57), 48 saat (18, 191), 72 saat (201), 1 hafta , 30 gün (7) gibi değişik süreler bildirilmiştir. Çalışmamızda braketli örneklerin yarısı testler yapılana kadar distile su içerisinde oda sıcaklığında 24 saat, diğer yarısı 14 gün boyunca bekletilmiştir. Makaslama kuvvetinin 14 gün sonra uygulandığı örneklerin solüsyonları düzenli olarak değiştirilmiştir.

Bu çalışmada, çoğu çalışmada olduğu gibi universal test cihazı kullanarak (18-22, 202) braketlerin makaslama kuvvetlerine karşı dirençleri ölçülmüştür. Bu cihazlarla; braketleri kopartmak için makaslama, çekme ve tork kuvveti uygulanabilmektedir. Klinik şartlarda braketler sökülürken makaslama kuvvetlerinden başka kuvvetler de meydana gelebilir. Yapılan literatür incelemesinde in vitro bağlanma çalışmalarının çoğunluğunda, braketlerin makaslama kuvvetlerine karşı dirençlerinin ölçüldüğü görülmüştür (18, 20, 202). Literatürdeki bağlanma çalışmalarında başlık hızı 5 mm/dk (188), 3 mm/dk (201), 1 mm/dk (18, 20, 93, 202) veya 0.5 mm/dk (22, 212) olarak ayarlanmıştır. Bazı araştırmacılar klinik şartlarda braketler sökülürken uygulanan kuvvetin adezivin viskoelastisitesini aşarak, adezivde fazla esneme oluşturmadan kopmaya yol açtığını belirtmiştir. Başlık hızı 0.5 mm/dk olduğunda klinik şartların yansıtılmadığını, adezivin esnemesine bağlı başka kuvvetlerin oluştuğunu bildirmişlerdir (213). Hasta ağzında braketler çok farklı kuvvetlere maruz kalsa da bıçağın hızı arttıkça deneylerin güvenilirliği düşmektedir. Çoğu çalışmada olduğu gibi çalışmamızda da test sırasında Universal test cihazının başlık hızı 1 mm/dk olarak ayarlanmıştır.

Makaslama testleri sırasında kuvvet braketle, universal test cihazının hareketli ucuna bağlanan bıçak sırtı şeklinde ucu olan metal bir plak yardımıyla iletilebilir (19-22, 97, 188). Başka makaslama testi çalışmalarında kuvvet, braket etrafından geçirilen telin braketi kopartması şeklinde hesaplanmıştır (18, 201). Bazı araştırmacılar bu düzenekte tel kalınlığının, telin braketle adaptasyonunun ve tel-braket arasında oluşan sürtünme kuvvetinin sonuçları etkileyebileceğini belirtmiştir (213). Çalışmamızda makaslama kuvveti metal plak aracılığıyla braket-adeziv

birleşiminden uygulanmıştır. Universal test cihazı ile braketlerin kopma anındaki maksimum kuvvet cihaza bağlı bilgisayar aracılığıyla dijital ortamda Newton cinsinden kaydedilmiştir. Braket tutuculuğunu inceleyen araştırmaların büyük kısmı makaslama sonrası braket tutucuğu ile ilgili elde ettikleri değerleri MPa cinsinden vermişlerdir (19, 21, 22, 93, 97, 201). Newton cinsinde olan braket tutuculuk değerlerinin braketin kaide alanına bölünmesiyle Mpa değeri elde edilmektedir. Çalışmamızda, tek tip braket kullanılmasına rağmen daha önce yapılan benzer çalışmalarla karşılaştırmanın yapılabilmesi için braket tutuculuk değerleri MPa cinsinden elde edilmiştir. Bazı araştırmacılar yapıştırılan yüzeyin arttırılması durumunda braket tutuculuğunun artacağını ancak aynı zamanda hesaplanan birim alana düşen kuvvetin azalacağını bildirmiştir (3, 230).

Konu ile ilgili yapılan in-vitro çalışmaların çoğunda braketlerin kopartılmasından sonra diş ve braket yüzeylerinde kopmanın meydana geldiği bölgelerin incelenmesi için stereo mikroskop kullanılmıştır (18-20, 22, 97). Kopma bölgesinde meydana gelen değişiklikleri sınıflandırmak için ise Artun ve Bergland (180) tarafından geliştirilen Adhesive Remnant Index (19-22, 97) veya bu indeksin modifikasyonları (9, 188) kullanılmıştır. Çalışmamızda da, makaslama deneyleri sonrası braket ve diş yüzeyleri stereo mikroskop ile incelenerek Artun ve Bergland sınıflaması kullanılmıştır.

7.2. Bağlanma Kuvveti Sonuçlarının Tartışılması

Sabit ortodontik tedavilerde braket adeziv kombinasyonu seçilirken yapışma ve kuvvet değerleri arasında bir denge sağlanmalıdır. Bağlantı kuvvetleri ortodontik tedavi boyunca istenmeyen braket kopmalarını engelleyebilecek kadar güçlü fakat tedavinin sonunda braketlerin sökümü aşamasında mineye zararlı kuvvetlere neden olmayacak düzeyde olması arzu edilir. Bu nedenle yüksek ortalama sahip yapışma kuvveti en iyi klinik performans için şart değildir (231).

Reynolds, klinik ortodontik uygulamalar için braketlerin yapışma dayanıklılığının en az 5.9-7.8 MPa olması gerektiğini savunmaktadır. Bu değerlerin, çiğneme ve ortodontik kuvvetlere karşı koymak için yeterli olduğunu bildirmiştir (232). Bowen ve Rodriguez (233) minenin gerilme direncinin ortalama 14.5 Mpa

olduğunu bildirmişlerdir. Retief (234), yapışma dayanıklılığının 13.53 Mpa'ın üzerinde olmasının mine kırıklarına neden olduğunu söylerken, Newman ve ark. (235) minede hasar oluşmaması için bağlanma dayanımının 23,4 Mpa'dan daha düşük olması gerektiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda; Grup 1 (TXT-Kontrol 24saat-23,80±2,04), Grup 2 (TXT-NaOCl 24saat-26,17±3,04), Grup 3 (TXT-Carisolv 24saat-25,92±2,29), Grup 4 (TXT-Papacarie 24saat-24,63±2,20) ve Grup 12'nin (TXT-%6NaOClBromelain 14gün-24,67±5,28) ortalama bağlanma değerleri 23,4 Mpa'dan daha yüksek bulunmuş, diğer grupların ortalama değerleri ise daha düşük bulunmuştur (Tablo 5, Tablo 8) .

Braketlerin bağlanma değerlerini ölçen testler çoğunlukla *in vitro* şartlarda gerçekleştirilmektedir. Pickett ve arkadaşları (236) ağız içerisindeki ısı, nem ve asiditedeki (pH) değişimlerin ve braketlere gelen mekanik ve çiğneme streslerinin adezivin bağlantı yerlerinde bozulmaya yol açtığını bildirmişlerdir. Bu şartların tümünün laboratuvar koşullarında sağlanamayacağını, bu nedenle değerlerin *in vivo* şartlarda daha düşük olacağını belirtmişlerdir.

Braketler yapıştırılırken bir standardizasyonun olmaması çalışmalar arası karşılaştırmayı sınırlandırmaktadır. Çalışmamızda, RMCİS ile yapıştırılan tüm grupların ortalama bağlanma değerleri, aynı yapıştırıcıyı kullanan Justus ve arkadaşlarının (18) elde ettiği verilerden daha düşük bulunmuştur. Bağlanma dayanımı değerlerinin diğer çalışmalara göre farklı bulunmasının sebepleri; araştırmada kullanılan diş farklılığı, ışık cihazları, ışık yoğunluğu, asit tipi, asitleme süresi, braket çeşidi, kullanılan yapıştırıcının farklı formda olması, araştırmacının kabiliyeti gibi farklılıklardan kaynaklanıyor olabilir (237).

Ortodontik yapıştırıcıların klinik performanslarını değerlendirmek için yalnızca ortalama makaslama kuvvetlerine karşı direncini değerlendirmek yeterli olmayabilir. Bağlanma çalışmalarında ortodontistler için önemli durumlardan biri de yapıştırıcının ortalama bağlanma kuvveti dışında, minimum bağlanma kuvveti ve bu kuvvete yakın bağlanma kuvvetine sahip örneklerin sayısıdır. Çünkü braketlerin erken kayıplarının nedeni minimum bağlanma kuvvetine sahip braketler olabilir. Minimum bağlanma kuvvetine sahip braketler klinikte braketler yapıştırıldıktan sonra ark telinin uygulanması sırasındaki braket kayıplarından sorumlu olabilirler.

Konuyla ilgili literatürler incelendiğinde çalışmamıza benzer şekilde deproteinizasyon ajanı kullanarak braketlerin bağlanma değerlerini karşılaştıran ilk yayın Justus ve arkadaşları (18) tarafından yapılmıştır. Araştırmacılar, insan premolar dişleri kullanarak ortodontik braketlerin bağlanma dayanımını 4 grupta karşılaştırmışlardır. Çalışmada taban alanı $7.9 \pm 0.3 \text{ mm}^2$ olan .018” metal braketler (Gemini, 3M Unitek, Monrovia, CA) kullanılmıştır. Grup 1’de 60 sn %5.25’lik sodyum hipoklorit ile deproteinizasyon yapılmış, 30 sn %37’lik fosforik asit uygulanmış, ince bir tabaka primer uygulanıp 20 sn ışık uygulanıp braketler 40 sn ışık uygulanarak Transbond™ XT ile yapıştırılmıştır. Grup 3’de 60 sn %5.25’lik sodyum hipoklorit ile deproteinizasyon yapılmış, 30 sn %37’lik fosforik asit uygulanmış, mine kurutulduktan sonra yapay tükürük ile nemlendirilip braketler 40 sn ışık uygulanarak Fuji ORTHO™ LC ile yapıştırılmıştır. Grup 2 ve grup 4’de deproteinizasyon yapılmamış, sırasıyla Transbond™ XT ve Fuji ORTHO™ LC ile braketler yapıştırılmıştır. Örnekler 24 saat oda sıcaklığında distile suda bekletildikten sonra termal siklus cihazına (500 siklus/5°C -55°C) yerleştirilmiş daha sonra 37°C sıcaklıkta 24 saat daha bekletildikten sonra braketlere dakikada 1 mm olacak şekilde makaslama kuvveti uygulanmıştır. Çalışmanın bulguları Mpa cinsinden değerlendirilmiş ve ortalama kopma kuvvetleri birinci grup için $9.41 \pm 4.46 \text{ Mpa}$, ikinci grup için $8.12 \pm 3.10 \text{ Mpa}$, üçüncü grup için $9.64 \pm 5.01 \text{ Mpa}$, dördüncü grup için $5.71 \pm 3.87 \text{ Mpa}$ olarak bildirilmiştir. Çalışma sonuçları değerlendirildiğinde Transbond™ XT grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, Fuji ORTHO™ LC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Sodyum hipoklorit ile deproteinizasyon yapıp Transbond™ XT ile braketler yapıştırıldığında bağlanma değeri değişmezken yapıştırıcı olarak Fuji ORTHO™ LC kullanıldığında bağlanma değeri artmıştır. Çalışmamızda NaOCl ile deproteinizasyon yapılan ve Transbond™ XT ile yapıştırılan, 24 saat sonra makaslama kuvveti uygulanan grupta bağlanma dayanımının istatistiksel olarak arttığı; 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan grupta bağlanma değerinin değişmediği görülmüştür. Sodyum hipoklorit ile deproteinizasyon yapılan Fuji ORTHO™ LC ile yapıştırılan gruplarda (24 saat-14 gün) da, bağlanma dayanımının arttığı ancak istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulunmuştur. Carisolv ile deproteinizasyon yapılan, Transbond™ XT ve Fuji ORTHO™ LC ile yapıştırılan

gruplarda kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek bağlanma değerleri görülmüştür (Tablo 5, Tablo 6). Ayrıca Fuji ORTHO™ LC ile yapıştırılan NaOCl ile deproteinizasyon yapılan gruplarda 14 gün sonraki kopma dirençlerinin 24 saat sonraki kopma dirençlerinden istatistiksel olarak daha yüksek olduğu da görülmüştür (Tablo 13).

Çalışma gruplarımızın kopma kuvvetleri karşılaştırıldığında Fuji ORTHO™ LC ile yapıştırılan tüm gruplar, Transbond™ XT ile yapıştırılan tüm gruplardan anlamlı derecede düşük bulunmuştur (Tablo10-11). Hatta grupların çoğunda (Grup 13-Fuji-Kontrol-24 saat,Grup 19-Fuji-Kontrol-14 gün,Grup 14-Fuji-NaOCl-24 saat, Grup 16-Fuji-Papacarie-24 saat, Grup 22-Fuji-Papacarie-14 gün, Grup 23-Fuji-%6 Bromelain-14 gün, Grup 18-Fuji-%6 NaOClBromelain- 24 saat, Grup24-Fuji-%6 NaOClBromelain- 14 gün) değerler kabul edilen minimum kopma direnci olan 5.9-7.8 Mpa'dan (232) daha düşüktür.

Pereira ve arkadaşları (21), 2013 yılında insan premolar dişleri kullanarak ortodontik braketlerin bağlanma dayanımını 5 grupta karşılaştırmışlardır. Grup 1'de 30 sn %35'lik fosforik asitle pürüzlendirme yapılmış, primer sürüp 10 sn ışık uygulanmış ve braketler 40 sn ışık uygulayarak Transbond™ XT ile yapıştırılmış; Grup 2'de mine yüzeyine %10'luk poliakrilik asit 20 sn uygulanmış mine yüzeyi yıkanıp kurutulduktan sonra tekrar nemlendirilmiş sonra braketler konvansiyonel cam iyonomer siman (Riva Luting, SDI, Victoria, Australia) ile yapıştırılmış kimyasal olarak sertleşmiştir. Grup 4'de grup 2'deki işlemler yapıp 40 sn ışık uygulayarak RMCİS (Kapsüllenmiş Fuji Ortho LC; GC America, Alsip, Illinois ,USA) ile yapıştırılmıştır. Asitlemeden önce 60 sn %5,25 sodyum hipoklorit ile deproteinizasyon yapılması dışında Grup 3 ve 5'te , sırasıyla grup 2 ve 4 ile aynı işlemler yapılmıştır. Örnekler 24 saat oda sıcaklığında distile suda bekletildikten sonra braketler dakikada 0.5 mm olacak şekilde makaslama kuvvetine tabi tutulmuştur. Ortalama kopma kuvvetleri birinci grup için 17.08 ± 6.39 Mpa, ikinci grup için 3.43 ± 1.94 Mpa, üçüncü grup için 3.92 ± 1.57 Mpa, dördüncü grup için 8.60 ± 5.29 Mpa, beşinci grup için 9.86 ± 2.90 olarak bildirilmiştir. Çalışma sonuçları değerlendirildiğinde asit uygulamadan önce %5,25 NaOCl ile deproteinizasyon uygulamanın bağlanma dayanımını arttırdığı ancak istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı görülmüştür. Benzer şekilde çalışmamızda da

NaOCl ile deproteinizasyon yapılan ve yapılmayan, RMCİS ile yapıştırılan gruplar arasında bağlanma dayanımında artış görülse de istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (Tablo 6, Tablo 9). Farklı olarak çalışmamızda NaOCl ile deproteinizasyon yapılan ve Transbond™ XT ile yapıştırılan, 24 saat sonra makaslama kuvveti uygulanan grupta bağlanma dayanımının istatistiksel olarak arttığı; 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan grupta bağlanma değerinin değişmediği görülmüştür (Tablo 5, Tablo 8). Çalışmanın sonuçları kompozit içerikli yapıştırıcının rezin modifiye cam iyonomer simanlardan daha yüksek tutuculuk değerleri göstermesi açısından da çalışmamızın bulgularını desteklemektedir (Tablo 10-11). Rezin modifiye cam iyonomer siman ile yapıştırılan grupların kopma değerlerinin çalışmamıza kıyasla daha yüksek olması, bu çalışmanın insan premolar dişleri üzerinde yapılmış olmasından kaynaklanabilir. Pereira ve arkadaşlarının bu bulguları çalışmalarında fosforik asit yerine poliakrilik asit kullanmalarına rağmen Justus ve arkadaşlarının (18) bulgularıyla benzerdir.

Justus ve arkadaşları çalışmasında toz likit şeklinde Fuji Ortho LC kullanırken bizim çalışmamızda Fuji Ortho LC Automix Paste Pak kullanılmıştır. Toz likit şeklindeki yapıştırıcı sistemlerin toz ve likit oranlarının ve karıştırma standardizasyonunun sağlanmasının daha güç olacağı düşünülmektedir. Pereira ve ark. çalışmalarında kapsül formunda bir CİS kullanmalarına rağmen yapıştırıcının karıştırma şekli bildirilmemiştir. Çalışmamızda kullanılan Transbond™ XT'nin iki çalışmaya göre de daha yüksek bağlantı değerleri gösterdiği bulgulanmıştır.

Pithon ve arkadaşları (19) 2011 yılında yaptıkları çalışmada 120 sığır dişini 8 gruba ayırarak deproteinizasyonun braketlerin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Grup 1'de mine yüzeyleri 15 sn %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirilmiş, sonrasında braketler üretici firma önerilerine göre Transbond™ XT ile yapıştırılmıştır. Grup 3'de asit uygulanmayıp RMCİS (3M/Unitek, Monrovia, Calif) ile yapıştırılmıştır. Grup 8'de poliakrilik asit uygulanıp braketler RMCİS ile yapıştırılmıştır. Grup 2, 4 ve 5'de; grup 1,3 ve 8'deki işlemler öncesinde %10'luk papain jel ile 60 sn deproteinizasyon yapılarak sırasıyla uygulanmıştır. Grup 6'da %10'luk papain jel ile deproteinizasyon yapıp %37'lik fosforik asit uygulanmış, grup 7'de ise %2.5'lik NaOCl ile deproteinizasyon yapıp poliakrilik asit uygulanmış braketler RMCİS ile yapıştırılmıştır. Tüm örnekler 40 sn LED ışık ile

polimerize edilmiştir. Polimerizasyonu tamamlanan örnekler 37°C sıcaklıkta 24 saat yapay tükürük içerisinde bekletildikten sonra braketlere dakikada 0.5 mm olacak şekilde makaslama kuvveti uygulanmıştır. Çalışma sonuçlarına göre %10 papain jel ile deproteinizasyon yapılan Transbond™ XT grubu (Grup 2; 50.88±17.75 Mpa) istatistiksel olarak anlamlı en yüksek bağlanma değeri göstermiştir. En düşük bağlanma değeri asit uygulanmayan RMCİS grubunda (Grup 3; 5.29±3.52 Mpa) bulunmuştur ancak bu fark diğer RMCİS gruplarıyla (Grup 4; 6.62±1.95 MPa, Grup 5; 18.52±7.36 MPa, Grup 7; 12.31±11.02 MPa, Grup 8; 6.88±1.25 MPa) karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı değildir. Grup 1 ve 6'nın ortalama değerleri ise 24.17±12.31 MPa ve 29.05±17.23 Mpa olarak bildirilmiştir. Deproteinizasyon ajanı olarak %10 papain jel kullanıldığında %2.5 NaOCl'ye göre daha yüksek bağlanma değeri göstermiş ama bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Fosforik asit ve %10 papain kombinasyonu, poliakrilik asit ve %10 papain kombinasyonundan daha yüksek bağlanma dayanımı oluştursa da istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu çalışmanın aksine çalışmamızda Papacarie ile deproteinizasyon yapılan ve Transbond™ XT ile yapıştırılan, 24 saat sonra ve 14 gün sonra makaslama kuvveti uygulanan gruplarda kontrol grubuna göre bağlantı dayanımındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Tablo 5, Tablo 8). Yapıştırıcı olarak RMCİS kullanıldığında, Papacarie ile deproteinizasyonun bağlantı dayanımını istatistiksel olarak arttırmadığına dair çalışma bulgumuz ise Python ve arkadaşlarının (19) çalışması ile uyumludur (Tablo 6, Tablo 9).

Python ve arkadaşları (97) 2013 yılında yaptıkları çalışmada farklı papain jel konsantrasyonları ile deproteinizasyon yaparak braketlerin bağlanma dayanımı değerlerini incelemişlerdir. Çalışmada 180 sığır dişini her grupta 30 diş olacak şekilde 6 gruba ayırmışlardır. Grup 1'de dişler poliakrilik asit uygulandıktan sonra RMCİS (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) ile braketler 40 sn ışık uygulanarak yapıştırılmıştır. Grup 2,3,4,5 ve 6'da sırasıyla %2, %4, %6, %8, %10'luk papain jel ile deproteinizasyon yapıldıktan sonra poliakrilik asit uygulanıp RMCİS ile braketler yapıştırılmıştır. Örnekler 37°C sıcaklıkta 24 saat yapay tükürük içerisinde bekletildikten sonra braketlere dakikada 0.5 mm olacak şekilde makaslama kuvveti uygulanmıştır. Çalışma sonuçlarına göre en yüksek bağlanma kuvveti %8 (6.9±3.6 MPa) ve %10'luk (7.0±1.6 MPa) papain jel kullanıldığında oluşmuştur ve bu fark

diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. En düşük bağlanma dayanımı değeri papain jelin hiç kullanılmadığı Grup 1’de (3.3 ± 2.4) bulunmuştur. Ancak bu değeri %2 (5.7 ± 2.4 MPa), %4 (6.1 ± 3.5 MPa) ve %6 (6.1 ± 3.9 MPa) papain jel kullanılan gruplardan istatistiksel olarak farklı değildir. Çalışmanın sonucuna göre asit uygulanmadan önce %8 ve %10’luk papain jel ile deproteinizasyon yapılması RMCİS ile yapıştırılan braketlerin bağlantı dayanımını arttırmıştır. Çalışmamızda RMCİS ile yapıştırılan braketlerin 24 saat sonraki bağlanma kuvvetleri ortalamaları karşılaştırıldığında; Papacarie® ile deproteinizasyon yapılan grup (5.62 MPa), deproteinizasyon yapılmayan gruptan (3.93 MPa) daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesine rağmen bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Tablo 6). Çalışmamızın bulgularının Pithon ve arkadaşlarının çalışmasından farklı olmasının; kullanılmış olan RMCİS’lerin farklı markalarda olması ve çalışmamızda deproteinizasyon için papain jel yerine Papacarie® kullanılmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Agarwal ve arkadaşları (20) 2015 yılında yayınlanan çalışmalarında, Papacarie® ve %10 papain jel ile deproteinizasyon yaparak braket bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Çalışmada 125 insan premolar dişi ile 5 grup oluşturulmuştur. Çalışmalarında papain jelin içeriği hakkında da bilgi vermişlerdir. İçeriği; anti oksidan (α -tokoferil asetat), emülgatör (amilopektin), kıvam arttırıcı (karbomer), pH ayarlayıcı (Trietanol-amin), koruyucu (metil paraben & propil paraben), metal kompleks yapıcı (EDTA) ve distile sudan oluşmaktadır. Çalışmada yapıştırıcı olarak sadece Transbond™ XT kullanılmıştır. Grup 1’de mine yüzeyi 15 sn %37’lik fosforik asit ile pürüzlendirilmiş, primer uygulanmış ve braketler yapıştırılmıştır. Grup 2 ve Grup 4’de Grup 1’deki aynı işlem yapılmış ama öncesinde sırasıyla Papacarie® ve papain jelle 60 sn deproteinizasyon yapılmıştır. Grup 3 ve Grup 5’de farklı olarak asitleme sonrası sırasıyla Papacarie® ve papain jel 60 sn uygulanmıştır. Tüm dişler 60 sn polimerize edilmiş, 24 saat oda sıcaklığında distile suda bekledikten sonra termal siklus cihazına (500 siklus/ 5°C - 55°C) yerleştirilmiştir. Dakikada 1 mm hızla kuvvet uygulanarak braketlerin kopma değerleri ölçülmüştür. Çalışma bulgularına göre en yüksek bağlanma değeri asitleme öncesi %10 papain jel (Grup 4; 36.88 ± 7.96 MPa) ve Papacarie® (Grup 2; 35.13 ± 7.23 MPa) ile deproteinizasyon yapıldığında kaydedilmiştir. Her iki grup da istatistiksel olarak

grup 1 (29.77 ± 6.51 MPa), grup 3 (30.96 ± 6.39 MPa) ve grup 5'den (31.90 ± 5.85 MPa) yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda Papacarie® ile deproteinizasyon yapılan ($24,63-21,77$ MPa) ve yapılmayan ($23,80-21,92$ MPa) Transbond™ XT grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 5, Tablo 8). Çalışmamızın bağlanma dayanımı değerlerinin Agarwal ve ark.'nın bulgularından daha düşük bulunmuş olması çalışmamızda sığır dişlerinin kullanılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Pithon ve arkadaşlarının (22) 2016 yılında yaptıkları çalışmada 195 sığır kesici dişi 13 gruba ayrılıp bağlanma değerleri karşılaştırılmıştır. Grup 1'de braketler üretici firma önerisiyle Transbond™ XT ile yapıştırılmıştır. Grup 2'de %3 bromelain+%10 papain jel ile, Grup 3'de %6 bromelain+%10 papain jel ile deproteinizasyon yapılmış ve Transbond™ XT ile yapıştırılmıştır. Grup 4'de deproteinizasyon ve asit uygulanmadan RMCİS ile yapıştırılmıştır. Grup 5'de %3 bromelain+%10 papain jel ile, Grup 6'da %6 bromelain+%10 papain jel ile deproteinizasyon yapılmış ve asit uygulanmadan RMCİS (3M Unitek Multicure Cam İyonomer, CA, USA) ile yapıştırılmıştır. Grup 7'de poliakrilik asit ile birlikte RMCİS kullanılmıştır. Grup 8 ve 9, sırasıyla Grup 5 ve 6'nın aynısıdır ancak deproteinizasyondan sonra poliakrilik asit uygulanmıştır. Grup 10'da %37 fosforik asit ile birlikte RMCİS kullanılmıştır. Grup 11 ve 12, sırasıyla Grup 5 ve 6'nın aynısıdır ancak deproteinizasyondan sonra %37 fosforik asit uygulanmıştır. Grup 13'de %2.5 NaOCl ile deproteinizasyon yapılmış, poliakrilik asit uygulanıp braketler RMCİS ile yapıştırılmıştır. Örnekler 37°C sıcaklıkta 24 saat yapay tükürük içerisinde bekletildikten sonra dakikada 0.5 mm hızla makaslama kuvveti uygulanmıştır. Ortalama bağlanma dayanımları grup 1 (15.1 ± 10.8 MPa), grup 2 (25.3 ± 11.7 MPa), grup 3 (28.4 ± 18.2 MPa), grup 4 (8.4 ± 3.7 MPa), grup 5 (16.4 ± 10.3 MPa), grup 6 (18.8 ± 12.2 MPa), grup 7 (10.1 ± 6.2 MPa), grup 8 (10.5 ± 3.5 MPa), grup 9 (13.0 ± 7.6 MPa), grup 10 (18.8 ± 3.9 MPa), grup 11 (20.7 ± 15.2 MPa), grup 12 (22.6 ± 16.0 MPa), grup 13 (12.8 ± 11.0 MPa) olarak bildirilmiştir. Transbond™ XT grubunda ve asit uygulanmayan RMCİS grubunda deproteinizasyon yapmak bağlanma dayanımını anlamlı derecede arttırmıştır. Poliakrilik ve %37 fosforik asit uygulanan RMCİS gruplarında deproteinizasyon bağlanma dayanımını arttırmış ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bahsedilen çalışma ile uyumlu olarak

bizim çalışmamızda da Papacarie® ile deproteinizasyon yapılan ve %37 fosforik asit ile pürüzlendirilen RMCİS grubu ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Bromelain ile deproteinizasyon yapılan RMCİS ile yapıştırılan 24 saat grubunda bağlanma dayanımının kontrol grubuna göre arttığı ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunmuştur. Pithon ve arkadaşlarının çalışmasının aksine çalışmamızda %6 bromelain ile deproteinizasyon yapmak Transbond™ XT gruplarında bağlanma dayanımını arttırmamıştır (Tablo 5, Tablo 8). Bunun sebebi bahsedilen çalışmada %6 bromelain ve %10 papain jelin birlikte kullanılıp bizim çalışmamızda yalnızca %6 bromelain kullanılması olabilir. Ayrıca deproteinizasyon yapılan tüm gruplar içinde çalışmamızda bulgular olduğu şekilde en yüksek bağlanma dayanımı Transbond™ XT gruplarında görülmüştür (Tablo 10-11).

Çalışmamızda bromelain ve sodyum hipoklorit kombinasyonu kullanılarak uygulanan deproteinizasyonun bağlantı dayanımına etkisi de incelenmiş ve 14 gün sonra makaslama deneyleri uygulanan Transbond™ XT grubunda kontrol grubuna göre bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir artış görülmüştür (Tablo 8). RMCİS ile yapıştırılan gruplarda da bu kombinasyon kullanılarak uygulanan deproteinizasyonun bağlantı dayanımını arttırdığı ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür. Bromelain ve sodyum hipokloritin birlikte kullanıldığı deproteinizasyon uygulaması daha önceki çalışmalarda bildirilmemiş bir uygulama olup bu konuda başka çalışmalar yapılması, bu kombinasyonun bağlantı dayanımına etkisi hakkında daha açıklayıcı bilgiler verebilir.

Daha önceki çalışmalarda rastlanmayan Carisolv ile deproteinizasyon uygulaması da çalışmamızda gerçekleştirilmiştir. Bu uygulamanın güncel literatürde karşılaştırılabileceği çalışma bulunmamaktadır. Carisolv ile deproteinizasyon yapılması hem Transbond™ XT 24 saat grubunda hem de Fuji ORTHO™ LC 24 saat grubunda istatistiksel anlamlı olarak bağlanma dayanımını arttırmıştır (Tablo 5, Tablo 6). Diğer gruplarda da artış olmuştur ancak bu bulgular da istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Carisolv ile deproteinizasyon uygulamasının Transbond™ XT ve Fuji ORTHO™ LC bağlantı dayanımına olumlu etkisinin klinik uygulamalara katkısı olabileceği düşünülmektedir ve bu konuda bu malzeme ile ilgili daha ileri klinik ve laboratuvar çalışmalarının yapılması önerilebilir.

7.3. ARI Skoru Bulgularının Tartışılması

Braketler koştuktan sonra diş yüzeyinde kalan artık adezivin değerlendirilmesinde iki ana görüş vardır. Birinci görüşe göre kopmalar braket adeziv arayüzünde gerçekleşir, yapıştırıcının büyük çoğunluğu diş yüzeyinde kalmıştır. Doldurucusu yüksek yapıştırıcılar kullanıldığında, asitlenen mine yüzeyindeki mikroporozitelere yapıştırıcının dolmasıyla mekanik retansiyon artmaktadır (238). İkinci görüşe göre kopmalar mine-adeziv arayüzünde gerçekleşmektedir. Diş yüzeyinde az miktarda artık yapıştırıcı kalmıştır.

ARI skorları ile her ne kadar subjektif bir değerlendirme yapılsa da, kopma sonrası diş yüzeyinde kalan rezin miktarının sınıflandırılması ile kopma bölgesinin yüzdesini belirleyen faydalı bir indekstir. ARI skorlarındaki 3 skoru adeziv ile diş arasındaki; 0 skoru ise braket ile adeziv arasındaki yeterli mekanik retansiyonu, diğer skorlar koheziv kopmayı (adezivin kendi içindeki kopma) göstermektedir. Çalışmamızda; Transbond™ XT gruplarında daha çok 3 ve 2 skoru görülmüş ve kompozitin büyük kısmı diş yüzeyinde kalmıştır. Fuji Ortho LC gruplarında ise daha çok 0 ve 1 skoru görülmüştür. ARI skorlarını etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bunlar arasında braketleri yapıştırma yöntemi, braket tabanının şekli, yapıştırıcının tipi, dişin arktaki pozisyonu ve braketin koparılma tekniği gibi faktörler yer almaktadır (239-242).

Yapılan literatür incelemesinde, mine deproteinizasyonunun ortodontik braketlerin bağlanma dayanımına etkilerini inceleyen çalışmalarda ARI skorlarının da değerlendirildiği görülmüştür. Justus ve arkadaşları (18) mine yüzeyine asit uygulamadan önce %5.25 NaOCl ile deproteinizasyon yaptıkları, paslanmaz çelik braketler ve yapıştırıcı olarak da Transbond XT ve Fuji Ortho LC kullandıkları çalışmada braketlerin kopma dirençleri dışında ARI skorlarını da değerlendirmişlerdir. Araştırma sonucunda kopma bölgelerini incelediklerinde, deproteinizasyon yapılan ve yapılmayan Transbond XT grupları arasında ARI sonuçları açısından fark olmadığı; Fuji Ortho LC ile yapıştırılan gruplardan deproteinizasyon yapılan grupta mine üzerinde daha fazla artık yapıştırıcı kaldığını bildirmişlerdir. Bahsedilen çalışmaya benzer şekilde çalışmamızda Transbond XT grupları arasında deproteinizasyon yapılan ve yapılmayan grupların ARI skorları

arasında fark bulunmamıştır (Tablo 14, Tablo 15) . Çalışmamızda bu çalışmadan farklı olarak Fuji Ortho LC gruplarında da ARI skorları arasında fark görülmemiştir (Tablo 16, Tablo 17).

Pithon ve arkadaşlarının 2011 yılında yaptıkları çalışmada (19); %10 papain jel ile deproteinize edilen ve edilmeyen Transbond XT grupları arasında ARI skorları açısından istatistiksel bir fark bulunmamıştır. RMCİS gruplarında da %10 papain jel ile deproteinize edilen ve edilmeyen gruplar arasında fark bildirilmemiştir. Ancak Transbond XT ve RMCİS grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu veriler bizim çalışmamızı destekler niteliktedir (Tablo18-19).

Pereira ve arkadaşları (21) çalışmalarında deproteinizasyon yapılmayan Transbond XT grubu ve %5.25 NaOCl ile deproteinizasyon yapılan CİS ve RMCİS gruplarının benzer ARI skorları gösterdiklerini bildirmişlerdir. Bu gruplardaki örneklerin çoğunda kopma braket ile adeziv arasında gerçekleşmiş ve yapıştırıcı mine yüzeyinde kalmıştır. Bishara ve ark.'na (12) göre bu avantajlı bir kopma şeklidir; çünkü mine yüzeyinden doku kaybı olmamış olur, ancak yapıştırıcıyı mine yüzeyinden temizlemek için hasta başında geçirilen zaman uzayabilir.

Agarwal ve ark. (20) yaptıkları çalışmada Papacarie ve %10 papain jel ile deproteinizasyon yapılan ve yapılmayan Transbond XT gruplarının ARI skorları değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmada braket adeziv arayüzünde oluşan kopmaların ve mine adeziv arayüzünde oluşan kopmaların birbirine göre avantaj ve dezavantajlarından bahsedilmiştir. Braket adeziv arasında gerçekleşen kopma mineye iyi bağlantıyı gösterir ancak mine yüzeyi temizlenirken hasta başında geçirilen süre uzar ve bu sırada yüzeye zarar verilebilir. Mine adeziv arasında gerçekleşen kopmalarda klinik olarak başarısız bir bağlantı görülür ve braket kopmaları tedavi akışını sekteye uğratabilir. O'brien ve ark. (242) ARI skorlarının; braket taban tasarımı, yapıştırıcı gibi faktöre bağlı olduğunu sadece mine ile braket arayüzündeki bağlanma dayanımına bağlı olmadığı belirtmişlerdir.

Pithon ve ark.'nın (22) papain jel ve bromelain ile deproteinizasyon yaptıkları çalışmada, deproteinizasyon yapılan ve yapılmayan Transbond XT grupları arasında ARI skorlarında istatistiksel açıdan bir fark bulunmamıştır. RMCİS ile yapıştırılan ve

asit uygulanmayan gruplarda ise deproteinizasyon yapılan ve yapılmayan gruplar arasında fark bulunurken; poliakrilik asit ve %37 fosforik asit uygulanan gruplar arasında fark bulunmamıştır. Bu bulgular aynı çalışmanın RMCİS bağlanma dayanımı bulguları ile de uyumludur. Çünkü asit uygulanmayan, deproteinizasyon yapılan ve yapılmayan gruplar arasında bağlanma dayanımı açısından fark bulunurken poliakrilik asit ve %37 fosforik asit uygulanan gruplarda deproteinizasyonun bağlanma dayanımına etkisi görülmemiştir. Çalışmamızda da bu çalışmaya benzer şekilde %37 fosforik asit ile pürüzlendirilip RMCİS ile yapııştırılan, deproteinizasyon yapılan ve yapılmayan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 16-17).

7.4. Çalışmamızın kısıtlılıkları

1- Bu çalışmanın en önemli kısıtlılığı in vitro laboratuvar çalışması olmasıdır. İn vitro çalışmalar gerçek klinik şartları her zaman yansıtmayabilir. Laboratuvar çalışmalarının klinik uygulamalara uyarlanmalarında bu nokta göz önünde bulundurulmalıdır.

2- Bir başka önemli kısıtlılığımız, çalışmamızın çekilmiş sığır dişleri üzerinde uygulanmış olmasıdır. Bağlanma dayanımı ile ilgili çalışmalarda sığır dişlerinin insan dişlerine benzer bulgular sağladığı gösterilmişse de (204, 208, 209) morfolojik olarak çeşitli farklılıkların sonuçlar üzerinde etkili olabilmesi ihtimal dahilindedir.

3- Deproteinizasyon yapılan ve yapılmayan dişlerde SEM ile mine topoğrafyası incelenmemiş olması, deproteinizasyonun etkilerinin mikroskopik düzeydeki etkilerinin değerlendirilmemiş olmaları çalışmamızın kısıtlılıklarından biri olarak kabul edilebilir.

Diş hekimliğindeki konservatif yaklaşım sebebiyle insan örnekleri kullanım kısıtlılığının artmasıyla birlikte, çalışmamızda uyguladığımız prosedürler ve veriler gelecek çalışmalar için karşılaştırılabilir ve geliştirilebilir niteliktedir.

8. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Transbond™ XT tüm gruplarda Fuji ORTHO™ LC Automix'den daha yüksek bağlantı dayanımı sergilemiştir.

2. Fuji ORTHO™ LC Automix, ortodontik braketler için gerekli olan minimum kopma direncini sağlamakla beraber, daha önceki çalışmalarda bildirilenlerden daha düşük bağlantı dayanımı sergilemiştir.

3. %5 NaOCl ve Carisolv ile deproteinizasyon Transbond™ XT grubunda 24 saat sonrası bağlantı dayanımını arttırmıştır.

4. Bromelain-sodyum hipoklorit kombinasyonu ile deproteinizasyon Transbond™ XT grubunda 14 gün sonrası bağlantı dayanımını arttırmıştır.

5. Carisolv ve %6 Bromelain ile deproteinizasyon Fuji ORTHO™ LC Automix grubunda 24 saat sonrası bağlantı dayanımını arttırmıştır.

6. Deproteinizasyon uygulaması 14 gün sonunda Fuji ORTHO™ LC Automix gruplarında bağlantı dayanımını değiştirmemiştir.

7. Transbond™ XT gruplarında kopma yapıştırıcı braket ara yüzünde görülürken, Fuji ORTHO™ LC Automix gruplarında kopma daha çok mine yapıştırıcı ara yüzünde görülmüştür.

8. Deproteinizasyon yapılsın yapılmıyın grupların çoğunda Transbond™ XT 14 gün sonrası bağlantı değerlerinin düştüğü, Fuji ORTHO™ LC Automix gruplarında bağlantı kuvvetlerinin yükseldiği görülmüştür.

9. 14 günlük bekleme sürecinin Transbond™ XT gruplarında bağlantı dayanımında düşüş eğilimine neden olduğu, Fuji ORTHO™ LC Automix gruplarında ise hafif bir yükselme eğilimine neden olduğu görülmüştür.

10. Minenin organik içeriğinin az olmasının deproteinizasyon etkisini sınırladığı düşünülebilir. Klinik koşullar göz önüne alındığında pelikül tabakasının uzaklaştırılması bağlantı dayanımı açısından avantaj sağlayabilir. Ayrıca Amelogenesis Imperfekta gibi minenin organik içeriğinin oransal olarak arttığı durumlarda bağlantı dayanımını etkileme potansiyeli taşıdığından araştırma konusu olarak değerlendirilebilir.

12. Transbond™ XT gruplarında erken dönemde bağlantı dayanımının daha yüksek olması seviyeleme arklarının daha güvenle yerleştirilmesine ve seviyeleme kuvvetlerine daha yüksek dayanıklılık sergilemesine katkıda bulunabilir.

13. Amelogenesis Imperfekta gibi dişin mineral yapısında bozukluk olan vakalarda deproteinizasyon uygulamalarının bağlantı dayanımına etkisine yönelik çalışmalar yararlı olabilir.

14. Deproteinizasyon protokollerinin klinik uygulamalarda bağlantı başarı oranları üzerinde çalışmalar yürütülebilir.



9. KAYNAKLAR

1. Powers JM, Kim HB, Turner DS (1997). Orthodontic adhesives and bond strengthtesting. *Seminars in orthodontics*, 147-156.
2. Buonocore MG (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research* 34(6): 849-853.
3. Newman G, Snyder W, Wilson Jr C, Hanesian D (1965). Adhesives and orthodontic attachments.(Preliminary investigation). *The Journal of the New Jersey State Dental Society* 37(3): 113-120 passim.
4. Zachrisson BU (1977). A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *American journal of orthodontics* 71(2): 173-189.
5. Klockowski R, Davis EL, Joynt RB, Wiezkowski G, MacDonald A (1989). Bond strength and durability of glass ionomer cements used as bonding agents in the placement orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 96(1): 60-64.
6. Summers A, Kao E, Gilmore J, Gunel E, Ngan P (2004). Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified glass ionomer adhesive: an in vitro and in vivo study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 126(2): 200-206.
7. Rix D, Foley TF, Mamandras A (2001). Comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 119(1): 36-42.
8. Coups-Smith K, Rossouw P, Titley K (2003). Glass ionomer cements as luting agents for orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist* 73(4): 436-444.
9. Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF (1999). Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 116(6): 616-620.
10. Fricker JP (1994). A 12-month clinical evaluation of a light-activated glass polyalkenoate (ionomer) cement for the direct bonding of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 105(5): 502-505.
11. Silverman E, Cohen M, Demke RS, Silverman M (1995). A new light-cured glass ionomer cement that bonds brackets to teeth without etching in the presence of saliva. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 108(3): 231-236.
12. Bishara SE, Ostby AW, Laffoon JF, Warren J (2007). Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling: a new self-etch primer and a resin-modified glass ionomer. *The Angle orthodontist* 77(2): 337-341.
13. Rodríguez J (1997). Bond strength of a glass ionomer cement and a light cured composite: an ex vivo study. MS Thesis, Intercontinental University, Mexico City.
14. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Romeo A, De la Higuera B, García-Godoy F (2003). Bond strength of orthodontic brackets using different light and self-curing cements. *The Angle orthodontist* 73(1): 56-63.

15. Gwinnett A (1992). Structure and composition of enamel. *Operative dentistry*: 10-17.
16. Van Meerbeek B, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G (2001). Enamel and dentin adhesion.
17. Espinosa R, Valencia R, Uribe M, Ceja I, Saadia M (2008). Enamel deproteinization and its effect on acid etching: an in vitro study. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 33(1): 13-19.
18. Justus R, Cubero T, Ondarza R, Morales F (2010). A new technique with sodium hypochlorite to increase bracket shear bond strength of fluoride-releasing resin-modified glass ionomer cements: comparing shear bond strength of two adhesive systems with enamel surface deproteinization before etching. *Seminars in Orthodontics*, 66-75.
19. Pithon MM, de Souza Ferraz C, do Couto de Oliveira G, Pereira TBJ, Oliveira DD, de Souza RA, de Freitas LMA, dos Santos RL (2011). Effect of 10% papain gel on enamel deproteinization before bonding procedure. *The Angle Orthodontist* 82(3): 541-545.
20. Agarwal R, Yeluri R, Singh C, Munshi A (2015). Enamel Deproteinization using Papacarie and 10% Papain Gel on Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Before and After Acid Etching. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 39(4): 348-357.
21. Pereira TBJ, Jansen WC, Pithon MM, Souki BQ, Tanaka OM, Oliveira DD (2012). Effects of enamel deproteinization on bracket bonding with conventional and resin-modified glass ionomer cements. *The European Journal of Orthodontics* 35(4): 442-446.
22. Pithon MM, Campos MS, da Silva Coqueiro R (2016). Effect of bromelain and papain gel on enamel deproteinisation before orthodontic bracket bonding. *Australian orthodontic journal* 32(1): 23.
23. Matasa CG (1989). Adhesion and its ten commandments. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 95(4): 355-356.
24. Newman GV, Snyder WH, Wilson Jr CE (1968). Acrylic adhesives for bonding attachments to tooth surfaces. *The Angle Orthodontist* 38(1): 12-18.
25. Miura F, Nakagawa K, Masuhara E (1971). New direct bonding system for plastic brackets. *American journal of orthodontics* 59(4): 350-361.
26. Crabb J, Wilson H (1971). Use of some adhesives in orthodontics. *The Dental practitioner and dental record* 22(3): 111.
27. Elliott J (1997). Structure, crystal chemistry and density of enamel apatites. *Ciba Foundation Symposium 205-Dental Enamel*, 54-72.
28. Hu JC-C, Chun Y-HP, Al Hazzazi T, Simmer JP (2007). Enamel formation and amelogenesis imperfecta. *Cells Tissues Organs* 186(1): 78-85.
29. Simmer J, Fincham A (1995). Molecular mechanisms of dental enamel formation. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 6(2): 84-108.
30. Øgaard B (1990). Effects of fluoride on caries development and progression in vivo. *Journal of Dental Research* 69(2_suppl): 813-819.
31. Sturdevant JR, Lundeen T, Sluder T (2006). Clinical significance of dental anatomy, histology, physiology, and occlusion. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* 5: 26-27.

32. Lu Y, Papagerakis P, Yamakoshi Y, Hu JC-C, Bartlett JD, Simmer JP (2008). Functions of KLK4 and MMP-20 in dental enamel formation. *Biological chemistry* 389(6): 695-700.
33. Hicks J, Garcia-Godoy F, Flaitz C (2005). Biological factors in dental caries enamel structure and the caries process in the dynamic process of demineralization and remineralization (part 2). *Journal of clinical pediatric dentistry* 28(2): 119-124.
34. Robinson C, Kirkham J, Brookes S, Bonass W, Shore R (2003). The chemistry of enamel development. *International Journal of Developmental Biology* 39(1): 145-152.
35. Rozzi FR (1998). Introduction: Enamel structure and development and its application in hominid evolution and taxonomy. *Journal of human evolution* 35(4): 327-330.
36. Robinson C, Shore R, Brookes S, Strafford S, Wood S, Kirkham J (2000). The chemistry of enamel caries. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 11(4): 481-495.
37. Elliott J, Wilson R, Dowker S (2002). Apatite structures. *Advances in X-ray Analysis* 45: 172-181.
38. Jones F (2001). Teeth and bones: applications of surface science to dental materials and related biomaterials. *Surface Science Reports* 42(3): 75-205.
39. Zuerlein MJ, Fried D, Featherstone JD (1999). Modeling the modification depth of carbon dioxide laser-treated dental enamel. *Lasers in surgery and medicine* 25(4): 335-347.
40. Ziglo MJ, Nelson A, Heo G, Major P (2009). Argon laser induced changes to the carbonate content of enamel. *Applied Surface Science* 255(15): 6790-6794.
41. Ten Cate J, Featherstone J (1991). Mechanistic aspects of the interactions between fluoride and dental enamel. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 2(3): 283-296.
42. Ten Cate J (2003). Chemical interactions between the tooth and oral fluids. *Dental caries*.
43. Gwinnett A, Buonocore M (1965). ADHESIVES AND CARIES PREVENTION; A PRELIMINARY REPORT. *British dental journal* 119: 77-80.
44. Jendresen MD, Glantz P-O, Baier RE, Eick JD (1981). Microtopography and Clinical Adhesiveness of an Acid Etched Tooth Surface: An in-vivo study. *Acta odontologica Scandinavica* 39(1): 47-53.
45. Asmussen E, Munksgaard E (1988). Bonding of restorative resins to dentine: status of dentine adhesives and impact on cavity design and filling techniques. *International dental journal* 38(2): 97-104.
46. Silverstone L, Saxton C, Dogon I, Fejerskov O (1975). Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries research* 9(5): 373-387.
47. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO (1995). Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *QUINTESSENCE INTERNATIONAL-ENGLISH EDITION*- 26: 95-95.
48. Bayne S, Fleming J, Faison S (1982). SEM-EDS analysis of macro and micro resin tag of laminates. *J Dent Res* 61.
49. Robbins JW, Summitt JB (2001). *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach* Quintessence Publishing Company.

50. Chow L, Brown W (1973). Phosphoric acid conditioning of teeth for pit and fissure sealants. *Journal of dental research* 52(5): 1158-1158.
51. Månson-Rahemtulla B, Retief D, Jamison H (1984). Effect of concentrations of phosphoric acid on enamel dissolution. *The Journal of prosthetic dentistry* 51(4): 495-498.
52. Gottlieb E, Retief D, Jamison H (1982). An optimal concentration of phosphoric acid as an etching agent. Part I: Tensile bond strength studies. *The Journal of prosthetic dentistry* 48(1): 48-51.
53. Mardaga W, Shannon I (1982). Decreasing the depth of etch for direct bonding in orthodontics. *Journal of clinical orthodontics: JCO* 16(2): 130.
54. Nordenvall K, Brännström M, Malmgren O (1980). Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth: a comparison between 15 and 60 seconds of etching. *American Journal of Orthodontics* 78(1): 99-108.
55. Shaffer S, Barkmeier W, Kelsey 3rd W (1986). Effects of reduced acid conditioning time on enamel microleakage. *General dentistry* 35(4): 278-280.
56. Gilpatrick RO, Ross JA, Simonsen RJ (1991). Resin-to-enamel bond strengths with various etching times. *Quintessence International* 22(1).
57. Wang WN, Lu TC (1991). Bond strength with various etching times on young permanent teeth. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 100(1): 72-79.
58. Olsen ME, Bishara SE, Boyer DB, Jakobsen JR (1996). Effect of varying etching times on the bond strength of ceramic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 109(4): 403-409.
59. Gardner A, Hobson R (2001). Variations in acid-etch patterns with different acids and etch times. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 120(1): 64-67.
60. Triolo Jr P, Swift Jr E, Mudgil A, Levine A (1993). Effects of etching time on enamel bond strengths. *American journal of dentistry* 6(6): 302-304.
61. Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR (1997). Evaluation of Scotchbond Multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 111(5): 498-501.
62. Barkmeier W, Erickson R (1994). Shear bond strength of composite to enamel and dentin using Scotchbond Multi-Purpose. *American journal of dentistry* 7(3): 175-179.
63. Tagami J, Hosoda H, Fusayama T (1988). Optimal technique of etching enamel. *Operative dentistry* 13(4): 181.
64. Gwinnett A (1971). Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Archives of Oral Biology* 16(7): 731IN13737IN13715-13736IN14738.
65. Kodaka T, Kuroiwa M, Higashi S (1991). Structural and distribution patterns of surface 'prismless' enamel in human permanent teeth. *Caries research* 25(1): 7-20.
66. Silverstone L (1974). The acid etch technique: in vivo studies with special reference to enamel surface and the enamel-resin interface. In: Silverstone, LM, Dogon IL, eds

Proceedings of an International Symposium on the Acid Etch Technique St Paul, MN: North Central Publishing: 13–39.

67. OHSAWA T (1971). Studies on solubility and adhesion of the enamel in pretreatment of caries preventive sealing. *Journal of Dental Health* 21(1): 53-69.
68. Mjör IA, Fejerskov O (1986). *Human oral embryology and histology* Munksgaard.
69. Roulet J-F, Wilson NH, Fuzzi M (2001). *Advances in operative dentistry* Quintessence Publishing (IL).
70. Hobson R, Rugg-Gunn A, Booth T (2002). Acid-etch patterns on the buccal surface of human permanent teeth. *Archives of oral biology* 47(5): 407-412.
71. Hobson R, Crotty T, Thomason J, Jepson N (2005). A quantitative study of enamel acid etch patterns on surfaces used for retention of resin-bonded fixed prostheses. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry* 13(3): 123-128.
72. Wendt L-K, Koch G, Birkhed D (1998). Replacements of restorations in the primary and young permanent dentition. *Swedish Dental Journal* 22(4): 149-155.
73. Bolaños-Carmona V, González-López S, Briones-Luján T, De Haro-Muñoz C, José C (2006). Effects of etching time of primary dentin on interface morphology and microtensile bond strength. *dental materials* 22(12): 1121-1129.
74. Feigal R, Musherure P, Gillespie B, Levy-Polack M, Quelhas I, Hebling J (2000). Improved sealant retention with bonding agents: a clinical study of two-bottle and single-bottle systems. *Journal of Dental Research* 79(11): 1850-1856.
75. Wendt LK, Koch G, Birkhed D (2001). On the retention and effectiveness of fissure sealant in permanent molars after 15–20 years: a cohort study. *Community dentistry and oral epidemiology* 29(4): 302-307.
76. Houtp M, Fuks A, Eidelman E (1994). The preventive resin (composite resin/sealant) restoration: nine-year results. *Quintessence International* 25(3).
77. Gilberto H (2006). *Estética en Odontología Restauradora*. Madrid-España Editorial RIPANO Pág 290.
78. Knobloch LA, Meyer T, Kerby RE, Johnston W (2005). Microleakage and bond strength of sealant to primary enamel comparing air abrasion and acid etch techniques. *Pediatric dentistry* 27(6): 463-469.
79. Martínez-Insua A, da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penín UA (2000). Differences in bonding to acid-etched or Er: YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *The Journal of prosthetic dentistry* 84(3): 280-288.
80. Ercan E, Özekinci T, Atakul F, Gül K (2004). Antibacterial activity of 2% chlorhexidine gluconate and 5.25% sodium hypochlorite in infected root canal: in vivo study. *Journal of endodontics* 30(2): 84-87.
81. Grandini S, Balleri P, Ferrari M (2002). Evaluation of Glyde File Prep in combination with sodium hypochlorite as a root canal irrigant. *Journal of Endodontics* 28(4): 300-303.
82. Zehnder M (2006). Root canal irrigants. *Journal of endodontics* 32(5): 389-398.
83. Frai S, Ng YL, Gulabivala K (2001). Some factors affecting the concentration of available chlorine in commercial sources of sodium hypochlorite. *International endodontic journal* 34(3): 206-215.

84. Hoffman P, Death J, Coates D. (1981). The stability of sodium hypochlorite solutions. *Disinfectants: their use and evaluation of effectiveness*. London: Academic Press; p.
85. Estrela C, Estrela CR, Barbin EL, Spanó JCE, Marchesan MA, Pécora JD (2002). Mechanism of action of sodium hypochlorite. *Brazilian dental journal* 13(2): 113-117.
86. Camps J, Pommel L, Aubut V, Verhille B, Satoshi F, Lascola B, About I (2009). Shelf life, dissolving action, and antibacterial activity of a neutralized 2.5% sodium hypochlorite solution. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontology* 108(2): e66-e73.
87. Rossi-Fedele G, Doğramacı EJ, Guastalli AR, Steier L, de Figueiredo JAP (2012). Antagonistic interactions between sodium hypochlorite, chlorhexidine, EDTA, and citric acid. *Journal of endodontics* 38(4): 426-431.
88. Çalışkan MK (2005). Nonsurgical retreatment of teeth with periapical lesions previously managed by either endodontic or surgical intervention. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 100(2): 242-248.
89. Solera J, Silva-Herzog D (2006). *Microbiologia Basica en Endodoncia Rev. AME 2a parte publicada en 6(Suppl 4): 22-29.*
90. Venezie RD, Vadiakas G, Christensen JR, Wright J (1994). Enamel pretreatment with sodium hypochlorite to enhance bonding in hypocalcified amelogenesis imperfecta: case report and SEM analysis. *Pediatric dentistry* 16: 433-433.
91. Şaroğlu I, Aras Ş, Öztaş D (2006). Effect of deproteinization on composite bond strength in hypocalcified amelogenesis imperfecta. *Oral diseases* 12(3): 305-308.
92. Aras S, Küçükeşmen Ç, Küçükeşmen H (2007). Influences of dental fluorosis and deproteinisation treatment on shear bond strengths of composite restorations in permanent molar teeth. Abstract no. P38. *Fluoride* 40(4): 290-291.
93. Aras S, Küçükeşmen H, Saroğlu SI (2013). Deproteinization treatment on bond strengths of primary, mature and immature permanent tooth enamel. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 37(3): 275-280.
94. Piva E, Ogliari FA, Moraes RRd, Corá F, Henn S, Correr-Sobrinho L (2008). Papain-based gel for biochemical caries removal: influence on microtensile bond strength to dentin. *Brazilian oral research* 22(4): 364-370.
95. Motta LJ, Martins MD, Porta KP, Bussadori SK (2009). Aesthetic restoration of deciduous anterior teeth after removal of carious tissue with Papacárie®. *Indian Journal of Dental Research* 20(1): 117.
96. Bussadori SK, Castro LC, Galvão AC (2006). Papain gel: a new chemo-mechanical caries removal agent. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 30(2): 115-119.
97. Pithon MM, Ferraz CS, Oliveira GDC, Dos Santos AM (2013). Effect of different concentrations of papain gel on orthodontic bracket bonding. *Progress in orthodontics* 14(1): 22.
98. Maurer H (2001). Bromelain: biochemistry, pharmacology and medical use. *Cellular and Molecular Life Sciences* 58(9): 1234-1245.
99. Scopes RK (2013). *Protein purification: principles and practice* Springer Science & Business Media.

100. Arnon R, Shapira E (1967). Antibodies to papain. A selective fractionation according to inhibitory capacity. *Biochemistry* 6(12): 3942-3950.
101. Ota S, Moore S, Stein WH (1964). Preparation and chemical properties of purified stem and fruit bromelains. *Biochemistry* 3(2): 180-185.
102. Murachi T, Yasui M, Yasuda Y (1964). Purification and physical characterization of stem bromelain. *Biochemistry* 3(1): 48-55.
103. Hale LP, Greer PK, Trinh CT, James CL (2005). Proteinase activity and stability of natural bromelain preparations. *International Immunopharmacology* 5(4): 783-793.
104. Ito C, Yamaguchi K, Shibutani Y, Suzuki K, Yamazaki Y, Komachi H, Ohnishi H, Fujimura H (1979). Anti-inflammatory actions of proteases, bromelain, trypsin and their mixed preparation (author's transl). *Nihon yakurigaku zasshi Folia pharmacologica Japonica* 75(3): 227-237.
105. Gylling U, Rintala A, Taipale S, Tammisto T (1966). The effect of a proteolytic enzyme combinate (bromelain) on the postoperative oedema by oral application. A clinical and experimental study. *Acta chirurgica Scandinavica* 131(3): 193-196.
106. Orsini RA, Committee PSEFTA (2006). Bromelain. *Plastic and reconstructive surgery* 118(7): 1640-1644.
107. Smyth R, Brennan R (1968). The effect of a proteolytic enzyme (bromelain) on the antibacterial activity of cetylpyridinium chloride. *Enzymologia* 34(2): 129.
108. Mynott T, Luke R, Chandler D (1996). Oral administration of protease inhibits enterotoxigenic *Escherichia coli* receptor activity in piglet small intestine. *Gut* 38(1): 28-32.
109. Eckert K, Grabowska E, Stange R, Schneider U, Eschmann K, Maurer HR (1999). Effects of oral bromelain administration on the impaired immunocytotoxicity of mononuclear cells from mammary tumor patients. *Oncology reports* 6(6): 1191-1200.
110. Rosenberg L, Lapid O, Bogdanov-Berezovsky A, Glesinger R, Krieger Y, Silberstein E, Sagi A, Judkins K, Singer AJ (2004). Safety and efficacy of a proteolytic enzyme for enzymatic burn debridement: a preliminary report. *Burns* 30(8): 843-850.
111. Singer AJ, McClain SA, Taira BR, Rooney J, Steinhauff N, Rosenberg L (2010). Rapid and selective enzymatic debridement of porcine comb burns with bromelain-derived debrase®: acute-phase preservation of noninjured tissue and zone of stasis. *Journal of Burn Care & Research* 31(2): 304-309.
112. Gabriel V (1968). Clinical comments on a vegetable enzyme, a bromelain, in dental surgery. *Revista da Associacao Paulista de Cirurgioes Dentistas* 22(2): 56.
113. Chaput A, Gaboly G (1967). Local enzyme therapy. Clinical experimentation of a new product for dental therapeutics. *L'Information dentaire* 49(3): 210-214.
114. Graber G (1970). Clinical experiences with the vegetable proteolytic enzyme complex" traumanase" in dental preprosthetic surgery. *Schweizerische Monatsschrift für Zahnheilkunde= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie/SSO* 80(11): 1206.
115. Kalyana P, Shashidhar A, Meghashyam B, SreeVidya K, Sweta S (2011). Stain removal efficacy of a novel dentifrice containing papain and Bromelain extracts—an in vitro study. *International journal of dental hygiene* 9(3): 229-233.

116. Beeley J, Yip H, Stevenson A (2000). Conservative dentistry: chemochemical caries removal: a review of the techniques and latest developments. *British dental journal* 188(8): 427-430.
117. Ericson D, Zimmerman M, Raber H, Götrick B, Bornstein R, Thorell J (1999). Clinical evaluation of efficacy and safety of a new method for chemo–mechanical removal of caries. *Caries research* 33(3): 171-177.
118. Habib C, Kronman J, Goldman M (1975). A chemical evaluation of collagen and hydroxyproline after treatment with GK-101 (N-chloroglycine). *Pharmacology and therapeutics in dentistry* 2(3-4): 209-215.
119. Barwart O, Moschen I, Graber A, Pfaller K (1991). In-vitro study to compare the efficacy of N-monochloro-D, L-2-aminobutyrate (NMAB, GK-101E) and water in caries removal. *Journal of oral rehabilitation* 18(6): 523-529.
120. Darle C, Bornstein R (2000). Chemomechanical caries removal. *Medi Team, Savadelen, Sweden*: 5-7.
121. Davies JM, Horwitz DA, Davies KJ (1993). Potential roles of hypochlorous acid and N-chloroamines in collagen breakdown by phagocytic cells in synovitis. *Free Radical Biology and Medicine* 15(6): 637-643.
122. Ganesh M, Parikh D (2011). Chemomechanical caries removal (CMCR) agents: Review and clinical application in primary teeth. *Journal of Dentistry and oral hygiene* 3(3): 34-45.
123. Wennerberg A, Sawase T, Kultje C (1999). The influence of Carisolv™ on enamel and dentine surface topography. *European journal of oral sciences* 107(4): 297-306.
124. Yamada Y, Hossain M, Kimura Y, Masuda Y, Jayawardena JA, Nasu Y (2010). Removal of organic debris from occlusal fissures: advantage of Carisolv system over sodium hypochlorite. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 35(1): 75-79.
125. Rawls H, Upshaw F (2003). Restorative Resins in PHILLIP's. *Science of Dental Material*: 401-417.
126. Carpena Lopes G, Narciso Baratieri L, de Andrada C, Mauro A, Vieira LCC (2002). Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives. *Quintessence International* 33(3).
127. Dayangaç B (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar Güneş Kitabevi*.
128. Craig RG. *Restorative Dental Materials*, 1997 Mosby year Book. Inc, St Louis, Missouri.
129. Sturtevant C, Robertson T, Heymann H, Sturtevant J (1995). *The art and science of operative dentistry*. St Louis: Mosby year book inc ch2 6(8): 16.
130. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR (2013). *Phillips' science of dental materials Elsevier Health Sciences*.
131. Musanje L, Ferracane JL (2004). Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite. *Biomaterials* 25(18): 4065-4071.
132. Leinfelder K (1985). Composite resins. *Dental Clinics of North America* 29(2): 359-371.

133. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis J-P, Vanherle G (1992). A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dental Materials* 8(5): 310-319.
134. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence International* 24(9).
135. Graber T, Vanarsdall R, Vig W (2005). *Orthodontics: Current principles and techniques*.
136. Smith RT, Shivapuja PK (1993). The evaluation of dual cement resins in orthodontic bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 103(5): 448-451.
137. Wilson AD (1972). A new translucent cement for dentistry: the glass-ionomer cement. *Br Dent J* 132: 133-135.
138. Caughman WF, Caughman GB, Dominy WT, Schuster GS (1990). Glass ionomer and composite resin cements: effects on oral cells. *The Journal of prosthetic dentistry* 63(5): 513-521.
139. Ewoldsen N, Demke RS (2001). A review of orthodontic cements and adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 120(1): 45-48.
140. Evans R, Oliver R (1991). Orthodontic bonding using glass ionomer cement: an in vitro study. *The European Journal of Orthodontics* 13(6): 493-500.
141. White LW (1986). Glass ionomer cement. *Journal of clinical orthodontics: JCO* 20(6): 387.
142. Øen J, Gjerdet N, Wisth P (1991). Glass ionomer cements used as bonding materials for metal orthodontic brackets. An in vitro study. *The European Journal of Orthodontics* 13(3): 187-191.
143. Wiltshire WA (1994). Shear bond strengths of a glass ionomer for direct bonding in orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 106(2): 127-130.
144. O'reilly M, Featherstone J (1987). Demineralization and remineralization around orthodontic appliances: an in vivo study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 92(1): 33-40.
145. Millett D, McCabe J (1996). Orthodontic bonding with glass ionomer cement. *The European Journal of Orthodontics* 18(1): 385-399.
146. Fischer-Brandies H, Trägner-Born J (1989). Les ciments aux verres ionomeres utilises comme matériaux de fixation en orthodontie. *Orthod Fr* 60(2): 827-834.
147. Shin KS, Lee KS (1995). The effects of surface treatments on shear bond strengths of light-cured and chemically cured glass ionomer cements to enamel. *Korean Journal of Orthodontics* 25(2): 223-233.
148. Cook P, Youngson C (1988). An in vitro study of the bond strength of a glass ionomer cement in the direct bonding of orthodontic brackets. *British Journal of Orthodontics* 15(4): 247-253.
149. Fajen VB, Duncanson Jr MG, Nanda RS, Currier GF, Angolkar PV (1990). An in vitro evaluation of bond strength of three glass ionomer cements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 97(4): 316-322.

150. Antonucci J (1988). Stansbury JW. Resin-modified glassionomer cement US Pat Appln 160: 856.
151. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry* 81(2): 135-141.
152. DARENDELİLER N, ULUSOY Ç (2006). Ortodontik Amaçla Kullanılan Yapıştırma Simanları. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 7(2).
153. Øgaard B, Fjeld M (2010). The enamel surface and bonding in orthodontics. *Seminars in orthodontics*, 37-48.
154. Wilson AD (1990). Resin-modified glass-ionomer cements. *International Journal of Prosthodontics* 3(5).
155. Cho E, Kopel H, White SN (1995). Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials. *Quintessence international* 26(5).
156. Hammesfahr P (1994). Developments in resinomer systems. In: *Glass ionomers. The next generation. Proceedings of 2nd International Symposium on Glass Ionomers*, 47-54.
157. Bourke A, Walls A, McCabe J (1992). Light-activated glass polyalkenoate (ionomer) cements: the setting reaction. *Journal of dentistry* 20(2): 115-120.
158. Shammaa I, Ngan P, Kim H, Kao E, Gladwin M, Gunel E, Brown C (1999). Comparison of bracket debonding force between two conventional resin adhesives and a resin-reinforced glass ionomer cement: an in vitro and in vivo study. *The Angle Orthodontist* 69(5): 463-469.
159. Rosenbach G, Cal-Neto JP, Oliveira SR, Chevitarese O, Almeida MA (2007). Effect of enamel etching on tensile bond strength of brackets bonded in vivo with a resin-reinforced glass ionomer cement. *The Angle Orthodontist* 77(1): 113-116.
160. Kanca J (1993). Etchant composition and bond strength to dentin. *American journal of dentistry* 6(6): 287-290.
161. Valente RM, De Rijk WG, Drummond JL, Evans CA (2002). Etching conditions for resin-modified glass ionomer cement for orthodontic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 121(5): 516-520.
162. Cacciafesta V, Süßenberger U, Jost-Brinkmann P-G, Miethke R-R (1998). Shear bond strengths of ceramic brackets bonded with different light-cured glass ionomer cements: an in vitro study. *The European Journal of Orthodontics* 20(2): 177-187.
163. Zero DT (1999). Dental caries process. *Dental Clinics of North America* 43(4): 635-664.
164. Bishara SE, Ostby AW (2008). White spot lesions: formation, prevention, and treatment. *Seminars in Orthodontics*, 174-182.
165. Darling A (1961). The Selective Attack of Caries on the Dental Enamel: Charles Tomes Lecture delivered at the Royal College of Surgeons of England on 21st July 1961. *Annals of the Royal College of Surgeons of England* 29(6): 354.
166. Øgaard B (2008). White spot lesions during orthodontic treatment: mechanisms and fluoride preventive aspects. *Seminars in Orthodontics*, 183-193.

167. Benham AW, Campbell PM, Buschang PH (2009). Effectiveness of pit and fissure sealants in reducing white spot lesions during orthodontic treatment: A Pilot study. *The Angle orthodontist* 79(2): 338-345.
168. Vieira A, De Souza I, Modesto A (1999). Fluoride uptake and release by composites and glass ionomers in a high caries challenge situation. *American journal of dentistry* 12(1): 14-18.
169. Øgaard B (2001). Oral microbiological changes, long-term enamel alterations due to decalcification, and caries prophylactic aspects. *Orthodontic materials Scientific and clinical aspects* Stuttgart: Thieme: 123-142.
170. ZACHRISSON BU, ZACHRISSON S (1971). Caries incidence and orthodontic treatment with fixed appliances. *European Journal of Oral Sciences* 79(2): 183-192.
171. Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett AJ (1982). Incidence of white spot formation after bonding and banding. *American journal of orthodontics* 81(2): 93-98.
172. Øgaard B, Rølla G, Arends J (1988). Orthodontic appliances and enamel demineralization: Part 1. Lesion development. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 94(1): 68-73.
173. Alexander SA, Ripa LW (2000). Effects of self-applied topical fluoride preparations in orthodontic patients. *The Angle orthodontist* 70(6): 424-430.
174. Sonis AL, Snell W (1989). An evaluation of a fluoride-releasing, visible light-activated bonding system for orthodontic bracket placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 95(4): 306-311.
175. Zachrisson BU, Heimgård E, Ruyter IE, Mjör IA (1979). Problems with sealants for bracket bonding. *American journal of orthodontics* 75(6): 641-649.
176. Willmot D (2008). White spot lesions after orthodontic treatment. *Seminars in Orthodontics*, 209-219.
177. Sukontapatipark W, El-Agroudi MA, Selliseth NJ, Thunold K, Selvig KA (2001). Bacterial colonization associated with fixed orthodontic appliances. A scanning electron microscopy study. *The European Journal of Orthodontics* 23(5): 475-484.
178. Årtun J, Brobakken BO (1986). Prevalence of carious white spots after orthodontic treatment with multibonded appliances. *The European Journal of Orthodontics* 8(4): 229-234.
179. Banks P, Chadwick S, Asher-McDade C, Wright J (2000). Fluoride-releasing elastomerics-a prospective controlled clinical trial. *The European Journal of Orthodontics* 22(4): 401-407.
180. Årtun J, Bergland S (1984). Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *American journal of orthodontics* 85(4): 333-340.
181. Chitnis D, Dunn WJ, Gonzales DA (2006). Comparison of in-vitro bond strengths between resin-modified glass ionomer, polyacid-modified composite resin, and giomer adhesive systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 129(3): 330. e311-330. e316.
182. Büyükyılmaz T, Øgaard B (1995). Caries-preventive effects of fluoride-releasing materials. *Advances in dental research* 9(4): 377-383.

183. Benson P, Shah A, Millett D, Dyer F, Parkin N, Vine R (2005). Fluorides, orthodontics and demineralization: a systematic review. *Journal of orthodontics* 32(2): 102-114.
184. Compton AM, Meyers Jr CE, Hondrum SO, Lorton L (1992). Comparison of the shear bond strength of a light-cured glass ionomer and a chemically cured glass ionomer for use as an orthodontic bonding agent. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 101(2): 138-144.
185. Komori A, Ishikawa H (1997). Evaluation of a resin-reinforced glass ionomer cement for use as an orthodontic bonding agent. *The Angle Orthodontist* 67(3): 189-196.
186. Richter C, Jost-Brinkmann P-G (2015). Shear bond strength of different adhesives tested in accordance with DIN 13990-1/-2 and using various methods of enamel conditioning. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie* 76(2): 175-187.
187. Maruo IT, Godoy-Bezerra J, Saga AY, Tanaka OM, Maruo H, Camargo ES (2010). Effect of etching and light-curing time on the shear bond strength of a resin-modified glass ionomer cement. *Brazilian dental journal* 21(6): 533-537.
188. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Jakobsen JR (2000). Effect of altering the type of enamel conditioner on the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer adhesive. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 118(3): 288-294.
189. Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KW, Huang GJ (2016). *Orthodontics-E-Book: Current Principles and Techniques Elsevier Health Sciences*.
190. Bishara SE, Gordan VV, VonWald L, Olson ME (1998). Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 114(3): 243-247.
191. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ (2001). Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 119(6): 621-624.
192. Minick GT, Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC (2009). Bracket bond strengths of new adhesive systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 135(6): 771-776.
193. Romano FL, Tavares SW, Nouer DF, Consani S, Magnani MBBA (2005). Shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded to enamel prepared with self-etching primer. *The Angle Orthodontist* 75(5): 849-853.
194. Trites B, Foley TF, Banting D (2004). Bond strength comparison of 2 self-etching primers over a 3-month storage period. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 126(6): 709-716.
195. Zeppieri IL, Chung C-H, Mante FK (2003). Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching primers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 124(4): 414-419.
196. Komori A, Fujisawa M, Iguchi S (2010). KommonBase for precise direct bonding of lingual orthodontic brackets. *International orthodontics* 8(1): 14-27.
197. Godoy-Bezerra J, Vieira S, Oliveira JHG, Lara F (2006). Shear bond strength of resin-modified glass ionomer cement with saliva present and different enamel pretreatments. *The Angle Orthodontist* 76(3): 470-474.

198. Naidu E, Stawarczyk B, Tawakoli PN, Attin R, Attin T, Wiegand A (2012). Shear bond strength of orthodontic resins after caries infiltrant preconditioning. *The Angle orthodontist* 83(2): 306-312.
199. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Klersy C, Sfondrini G (2002). Polymerization with a micro-xenon light of a resin-modified glass ionomer: a shear bond strength study 15 minutes after bonding. *The European Journal of Orthodontics* 24(6): 689-697.
200. Cacciafesta V, Sfondrini MF, De Angelis M, Scribante A, Klersy C (2003). Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 123(6): 633-640.
201. Öztoprak MOu, Isik F, Sayınsu K, Arun T, Aydemir B (2007). Effect of blood and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with 4 adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 131(2): 238-242.
202. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G (2001). Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 119(1): 30-35.
203. Hamdane N, Kmeid R, Khoury E, Ghoubril J (2017). Effect of sandblasting and enamel deproteinization on shear bond strength of resin-modified glass ionomer. *International orthodontics* 15(4): 600-609.
204. Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK (1998). The use of bovine enamel in bonding studies. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 114(5): 514-519.
205. Keçik D, Cehreli SB, Şar Ç, Ünver B (2008). Effect of acidulated phosphate fluoride and casein phosphopeptide–amorphous calcium phosphate application on shear bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist* 78(1): 129-133.
206. Schilke R, Bauss O, Lisson J, Schuckar M, Geurtsen W (1999). Bovine dentin as a substitute for human dentin in shear bond strength measurements. *American Journal of Dentistry* 12(2): 92-96.
207. Abuabara A, Santos AJSD, Aguiar FHB, Lovadino JR (2004). Evaluation of microleakage in human, bovine and swine enamels. *Brazilian oral research* 18(4): 312-316.
208. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T (1983). Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *Journal of dental research* 62(10): 1076-1081.
209. Fowler C, Swartz M, Moore B, Rhodes B (1992). Influence of selected variables on adhesion testing. *Dental Materials* 8(4): 265-269.
210. Dorminey JC, Dunn WJ, Taloumis LJ (2003). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and-primer technique. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 124(4): 410-413.
211. Sorel O, El Alam R, Chagneau F, Cathelineau G (2002). Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 122(3): 260-266.
212. Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman AI (2003). Effect of self-etching primers on bond strength—are they reliable? *The Angle Orthodontist* 73(1): 64-70.

213. Eliades T, Brantley W (2000). The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *The European Journal of Orthodontics* 22(1): 13-23.
214. DeWald JP (1997). The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dental Materials* 13(2): 74-81.
215. Williams V, Svare C (1985). The effect of five-year storage prior to bonding on enamel/composite bond strength. *Journal of dental research* 64(2): 151-154.
216. Jaffer S, Oesterle LJ, Newman SM (2009). Storage media effect on bond strength of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 136(1): 83-86.
217. MacColl G, Rossouw P, Titley K, Yamin C (1998). The relationship between bond strength and orthodontic bracket base surface area with conventional and microetched foil-mesh bases. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 113(3): 276-281.
218. Read M (1984). The bonding of orthodontic attachments using a visible light cured adhesive. *British journal of orthodontics* 11(1): 16-20.
219. Cheng HY, Chen CH, Li CL, Tsai HH, Chou TH, Wang WN (2010). Bond strength of orthodontic light-cured resin-modified glass ionomer cement. *The European Journal of Orthodontics* 33(2): 180-184.
220. Eliades T, Viazis AD, Eliades G (1991). Bonding of ceramic brackets to enamel: morphologic and structural considerations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 99(4): 369-375.
221. Ekambaram M, Anthonappa RP, Govindool SR, Yiu CK (2017). Comparison of deproteinization agents on bonding to developmentally hypomineralized enamel. *Journal of dentistry* 67: 94-101.
222. Ahuja B, Yeluri R, Sudhindra Baliga M, Munshi A (2010). Enamel deproteinization before acid etching—A scanning electron microscopic observation. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 35(2): 169-172.
223. Elnafar AA, Alam MK, Hasan R (2014). The impact of surface preparation on shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded with a resin-modified glass ionomer cement. *Journal of orthodontics* 41(3): 201-207.
224. Chay PL, Manton DJ, Palamara JE (2014). The effect of resin infiltration and oxidative pre-treatment on microshear bond strength of resin composite to hypomineralised enamel. *International journal of paediatric dentistry* 24(4): 252-267.
225. Ramakrishna Y, Bhoomika A, Harleen N, Munshi A (2014). Enamel deproteinization after acid etching-is it worth the effort. *Dentistry* 4(2): 2-6.
226. Sharma P, Valiathan A, Arora A, Agarwal S (2013). A comparative evaluation of the retention of metallic brackets bonded with resin-modified glass ionomer cement under different enamel preparations: A pilot study. *Contemporary clinical dentistry* 4(2): 140.
227. Münchow EA, Hamann HJ, Carvajal MT, Pinal R, Bottino MC (2016). Stain removal effect of novel papain-and bromelain-containing gels applied to enamel. *Clinical oral investigations* 20(8): 2315-2320.
228. Üşümez S, Büyükyılmaz T, Karaman A (2004). Effect of light-emitting diode on bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist* 74(2): 259-263.

229. Bryant S, Retief D, Russell CM, Denys F (1987). Tensile bond strengths of orthodontic bonding resins and attachments to etched enamel. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 92(3): 225-231.
230. Cozza P, Martucci L, De Toffol L, Penco SI (2006). Shear bond strength of metal brackets on enamel. *The Angle Orthodontist* 76(5): 851-856.
231. ARICI S, Tamer T, Mete Ö (2000). Rezinle Güçlendirilmiş Bir Cam-iyonomer Simanla Ortodontik Braket Yapıştırılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2(3).
232. Reynolds I (1975). A review of direct orthodontic bonding. *British journal of orthodontics* 2(3): 171-178.
233. Bowen R, Rodriguez MS (1962). Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *The Journal of the American Dental Association* 64(3): 378-387.
234. Retief D (1974). Failure at the dental adhesive—etched enamel interface. *Journal of oral rehabilitation* 1(3): 265-284.
235. Newman GV, Newman RA, Sun BI, Ha J-LJ, Ozsoylu SA (1995). Adhesion promoters, their effect on the bond strength of metal brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 108(3): 237-241.
236. Pickett KL, Lionel Sadowsky P, Jacobson A, Lacefield W (2001). Orthodontic in vivo bond strength: comparison with in vitro results. *The Angle Orthodontist* 71(2): 141-148.
237. Reicheneder CA, Gedrange T, Lange A, Baumert U, Proff P (2009). Shear and tensile bond strength comparison of various contemporary orthodontic adhesive systems: an in-vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 135(4): 422. e421-422. e426.
238. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM (2014). *Contemporary Orthodontics-E-Book* Elsevier Health Sciences.
239. Hobson RS, McCabe JF, Rugg-Gunn AJ (2002). The relationship between acid-etch patterns and bond survival in vivo. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 121(5): 502-509.
240. Sinha PK, Nanda RS, Duncanson MG, Hosier MJ (1995). Bond strengths and remnant adhesive resin on debonding for orthodontic bonding techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 108(3): 302-307.
241. Oliver R (1988). The effect of different methods of bracket removal on the amount of residual adhesive. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 93(3): 196-200.
242. O'brien K, Watts D, Read M (1988). Residual debris and bond strength—is there a relationship? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 94(3): 222-230.

10. EKLER

Ek 1. Etik Kurul Onayı

KTÜ TIP FAKÜLTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	"Mine Yüzeyinin Farlı Ajanlar ile Deproteinizasyonunun Ortodontik Braketlerin Bağlanma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi"		
	ARAŞTIRMANIN PROTOKOL/PLAN KODU	2017 / 175		
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Y.Doç. Dr. Mehmet Birol ÖZEL		
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ortodonti		
	TEZ SAHİBİ/DİĞER ARAŞTIRICILAR UNVANI/ADI/SOYADI	Arş.Gör.Buket PALA MUTLU		
	DESTEKLEYİCİ			
	ARAŞTIRMANIN NİTELİĞİ			
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	TEZ <input checked="" type="checkbox"/>	AKADEMİK AMAÇLI <input type="checkbox"/>	
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	

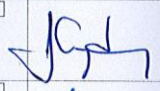

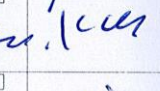
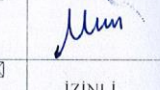
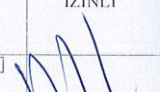

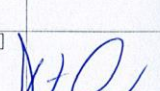
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	ARAŞTIRMA PROTOKOL/PLANI		
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜLÜK FORMU				Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
OLGU RAPOR FORMU				Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama		
	TÜRKÇE ETİKET ÖRNEĞİ	<input type="checkbox"/>		
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>		
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>		
	İLAN	<input type="checkbox"/>		
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>		
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>		
GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>			
DİĞER:	<input type="checkbox"/>			

KTÜ TIP FAKÜLTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 11	Tarih: 16/10/2017
	Y.Doç.Dr.Mehmet Birol ÖZEL'in sorumluluğunda yürütülmesi planlanan Arş.Gör.Buket PALA MUTLU'ya ait "Mine Yüzeinin Farlı Ajanlar ile Deproteinizasyonunun Ortodontik Braketlerin Bağlanma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi" başlıklı 2017/175 no.lu ve yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma/tez başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, gerçekleştirilmesinde etik sakınca bulunmadığına; toplantıya katılan etik kurul üyelerinin oy birliği ile karar verilmiştir.	

KTÜ TIP FAKÜLTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof.Dr.Faruk AYDIN

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		İlişki *		Katılım **		İmza
Prof.Dr.Faruk AYDIN Başkan:	Tıbbi Mikrobiyoloji	KTÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Gamze ÇAN Başkan Yrd.	Halk Sağlığı	KTÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr.S.Caner KARAHAN Üye:	Tıbbi Biyokimya	KTÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr.S. Murat KEŞİM Raportör:	Tıbbi Farmakoloji	KTÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Yılmaz BÜLBÜL Üye:	Göğüs Hastalıkları	KTÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	İZİNLI
Prof.Dr. Murat LİVAOĞLU Üye:	Plastik, Rekons. ve Estetik Cer.	KTÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Şafak ERSÖZ Üye:	Tıbbi Patoloji	KTÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	İZİNLI
Y.Doç.Dr.Demet SAĞLAM AYKUT Üye:	Ruh Sağlığı ve Hastalıkları	KTÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Murat ÇAKIR Üye:	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	KTÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

* :Araştırma ile İlişki
** :Toplantıda Bulunma

Ek 2. Özgeçmiş

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

T.C. Kimlik/Pasaport No

Soyadı, Adı : PALA MUTLU, Buket
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 05/10/1989- YÜREĞİR
Medeni hali : Evli
Telefon : 0 (462) 3774768
Faks : 0 (462) 3253017
E-Posta : buketpalamutlu@gmail.com
Yazışma adresi : KTÜ Dış Hekimliği Fakültesi Ortodonti A.D.

EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Lisans/Yüksek Lisans	Karadeniz Teknik Üniversitesi Dış Hek. Fak.	2012
Lise	Antalya Anadolu Lisesi	2007

AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

Görev	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
1. Araştırma Görevlisi	KTÜ Dış Hekimliği Fakültesi	2013-

YABANCI DİL

İngilizce

UZMANLIK ALANI

Ortodonti

YAYINLAR/BİLDİRİLER

A. Uluslararası ve Ulusal Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Bildiriler

1. Pala Mutlu B, Bayram M, ‘Derin Kapanışlı Dişsel Sınıf II Maloklüzyonun 2 Fazlı Ortodontik Tedavisi: Olgu Sunumu’, 14. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Sempozyumu, 2-4 Kasım 2015, Eskişehir, Türkiye.
2. Pala Mutlu B, Bayram M, Seyhan Cezairli N, ‘Zygoma Gear Apareyi ile Tek Taraflı Maksiller Molar Distalizasyonu: Vaka Raporu’, 15. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 1-5 Ekim 2016, Antalya, Türkiye.
3. Pala Mutlu B, Özel M B, ‘Treatment of Skeletal Class III Malocclusion Using Face Mask Therapy with Alternate Rapid Maxillary Expansion and Constriction (Alt-RAMEC) Protocol: A Case Report’, American Association of Orthodontics (AAO) 2017 Annual Session, 21-25 Nisan 2017, San Diego, California.