



**FARKLI ADEZİV SİSTEMİ İLE YAPIŞTIRILAN BRAKETLERİN, FARKLI ÇAPTAKİ
KUMLAMA MATERYALİ İLE TEMİZLENMESİNİN ARDINDAN SIYIRMA BAĞLANMA
DAYANIMININ İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Eda ŞİRİN

**DOKTORA TEZİ
ORTODONTİ ANA BİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

MART 2025

ETİK BEYAN

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

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

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

Eda ŞİRİN

20.03.2025

FARKLI ADEZİV SİSTEMİ İLE YAPIŞTIRILAN BRAKETLERİN, FARKLI ÇAPTAKİ KUMLAMA
MATERYALİ İLE TEMİZLENMESİNİN ARDINDAN SIYIRMA BAĞLANMA DAYANIMININ İN
VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ
(Doktora Tezi)

Eda ŞİRİN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Mart 2025

ÖZET

Bu tez çalışmasının amacı, iki farklı yapıştırıcı sistemle yapıştırılmış ve farklı mikronlardaki alüminyum oksit parçacıklarıyla kumlanarak geri dönüştürülmüş metal braketlerin bağ mukavemetinin etkilenip etkilenmediğini araştırmaktır. Toplamda 100 adet çekilmiş üst premolar diş rastgele iki gruba ayrıldı ve premolar braketler yapıştırıldı. İlk grup primer içermeyen GC OrthoConnect yapıştırıcısı (GC) kullanılarak ve ikinci grup Transbond Supreme LV (TB) akışkan yapıştırıcı kullanılarak yapıştırıldı. İlk bağlanma mukavemeti (SBS) ölçüldükten sonra, GC grubu rastgele iki alt gruba ayrıldı: GC50 grubunun braket tabanları 50-mikron alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kumlandı ve GC90 grubunun braket tabanları 90-mikron Al_2O_3 ile kumlandı. Benzer şekilde, TB grubu rastgele iki alt gruba ayrıldı: Braket tabanları 50-mikron Al_2O_3 ile kumlanmış TB50 grubu ve braket tabanları 90-mikron Al_2O_3 ile kumlanmış TB90 grubu olmak üzere. Braket tabanları temizlendikten sonra, her biri aynı adezivle aynı mine yüzeyine bağlandı ve ikinci SBS ölçüldü. GC grubu ile TB grubu arasında SBS(MPa) açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı. GC50, GC90, TB50 ve TB90 grupları arasında SBS(MPa) açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı. GC grubunda, 50 mikron kumlama ile geri dönüşüm haricinde ikinci bağlanma mukavemeti düşmüştür. Kumlama ile braket geri dönüşümünde 50 ve 90 mikron Al_2O_3 partikülleri arasında SBS farkı bulunamamıştır. Sonuç olarak kullanılan adeziv sistemleri direkt bonding için uygundur. ARI skorlarındaki fark dikkate alındığında, Transbond Supreme LV adezivin minede hasar riski göz önüne alınmalıdır. Hem 50 hem de 90 mikron Al_2O_3 kumlaması braket geri dönüşümünde etkilidir. Ancak geri dönüştürülen braketlerin bağlanma mukavemeti orijinal kullanım kadar yüksek olmamıştır. GC Ortho Connect adeziv sistemiyle braket geri dönüşümünde 50 mikron Al_2O_3 kumlama önerilebilir.

Bilim Kodu : 10101.05
Anahtar Kelimeler : Braket Geri Dönüşümü, Yapıştırma, Sıyırma Bağlanma Dayanımı, Ortodontik Braketler
Sayfa Adedi : 127
Danışman : Prof. Dr. Refia Lale TANER

EVALUATION OF SHEAR BOND STRESS AFTER CLEANING BRACKETS BONDED WITH
DIFFERENT ADHESIVE SYSTEMS WITH SANDBLASTING MATERIAL OF DIFFERENT
DIAMETERS; AN IN VITRO STUDY

(Ph. D. Thesis)

Eda ŞİRİN

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

March 2025

ABSTRACT

The aim of this thesis is to investigate whether the bond strength of recycled metal brackets bonded with two different adhesive systems and sandblasted with aluminum oxide particles of different microns is affected. A total of 100 extracted maxillary premolar teeth were randomly divided into two groups and the premolar brackets were bonded. The first group was bonded using primer-free GC OrthoConnect adhesive (GC) and the second group was bonded using Transbond Supreme LV (TB) flowable adhesive. After the initial bond strength (SBS) was measured, the GC group was randomly divided into two subgroups: The bracket bases of the GC50 group were sandblasted with 50-micron aluminum oxide (Al₂O₃) and the bracket bases of the GC90 group were sandblasted with 90-micron Al₂O₃. Similarly, the TB group was randomly divided into two subgroups: The TB50 group, whose bracket bases were sandblasted with 50-micron Al₂O₃, and the TB90 group, whose bracket bases were sandblasted with 90-micron Al₂O₃. After cleaning the bracket bases, each was bonded to the same enamel surface with the same adhesive and the second SBS was measured. No statistically significant difference was found in SBS(MPa) between the GC group and the TB group. No statistically significant difference was found in SBS(MPa) between the GC50, GC90, TB50 and TB90 groups. In the GC group, the second bond strength decreased except for recycling with 50 micron sandblasting. No difference in SBS was found between 50 and 90 micron Al₂O₃ particles in bracket recycling with sandblasting. In conclusion, the adhesive systems used are suitable for direct bonding. Considering the difference in ARI scores, the risk of damage to enamel with Transbond Supreme LV adhesive should be considered. Both 50 and 90 micron Al₂O₃ sandblasting are effective in bracket recycling. However, the bond strength of the recycled brackets was not as high as the original use. 50 micron Al₂O₃ sandblasting is recommended for bracket recycling with the GC Ortho Connect adhesive system.

Science Code : 10101.05

Key Words : Braket Recycling, Bonding, Shear Bond Strength, Orthodontic Brackets

Page Number : 127

Supervisor : Prof. Dr. Refia Lale TANER

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimi süresince ilgi ve desteğini benden esirgemeyen, nezaketi ve işine olan saygısıyla bizlere yol gösteren, öğrencisi olmaktan gurur ve mutluluk duyduğum değerli danışman hocam Prof. Dr. Refia Lale TANER'e,

Eğitimim süresince bilgi ve tecrübeleriyle bana yardımcı olan, anlayışını ve hoşgörüsünü esirgemeyen Ortodonti Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine, eğitim hayatımdaki katkılarının yanı sıra desteklerini daima hissettiğim kıymetli hocalarım Prof. Dr. Nehir CANIGÜR BAVBEK'e, Doç. Dr. Gamze METİN'e ve Doç. Dr. Erdal BOZKAYA'ya,

Doktora eğitimim süresince birlikte çalışmaktan keyif aldığım, iyi ki tanışmışım dediğim sevgili arkadaşlarım Uzm. Dt. Tevhide SÖKMEN'e ve Dt. Kübra KARABAŞ'a, aynı danışman hocanın öğrencisi olarak eğitimime devam ettiğim, her koşulda birbirimize destek olduğumuz sevgili çalışma arkadaşlarım Dr. Dt. Kadir AKBAŞ'a ve Dt. Gökberk AYTEKİN'e, Çalışma hayatımda her türlü desteğini esirgemeyen ve çalışma ortamımızı güzelleştiren tüm bölüm arkadaşlarıma, bölüm sekreterlerimize, hemşirelere ve Ortodonti Anabilim Dalı yardımcı personeline,

2211/a yurt içi doktora programı kapsamında eğitimim süresince maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen bursiyeri olmaktan gurur duyduğum bilim ve bilim insanı destekçisi TÜBİTAK'a,

Hayatımın her aşamasında her koşulda yanımda olan, sevgilerini, şefkatlerini her daim hissettiğim, emeklerini asla ödeyemeyeceğim, kızları olmaktan gurur duyduğum canım annem Fatma ŞİRİN'e ve canım babam Mustafa ŞİRİN'e,

Kardeşleri olmaktan gurur ve mutluluk duyduğum, desteklerini daima arkamda hissettiğim, hayatıma her zaman güzellikler katan Azimet KÖKSAL'a, Emel ÇELEBİ'ye, Esra YILDIZ'a ve Ersin ŞİRİN'e,

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	x
RESİMLERİN LİSTESİ.....	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Ortodontik Tedavide Direkt Bonding Uygulaması	5
2.1.1. Mine yüzeyinin temizlenmesi	6
2.1.2. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi	6
2.1.3. Mine yüzeyine primer ajan uygulaması	9
2.1.4. Mine yüzeyine yapıştırıcı adeziv ile braket yapıştırılması	10
2.1.5. Yapıştırıcı adeziv polimerizasyonu için kullanılan ışık kaynakları.....	20
2.1.6. Ortodontik tedavide kullanılan braket çeşitleri	24
2.2. Ortodontik Tedavide Kopan Braketlerin Yeniden Yapıştırılması	28
2.2.1. Mine yüzeyinde artık adezivin temizlenmesi	29
2.2.2. Braket tabanında artık adezivin temizlenmesi	33
2.3. Ortodontik Tedavide Kopan Braketlerin Artık Adeziv Skorlaması Yapılması.....	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM	39
3.1. Çalışmada Kullanılan Dişlerin Toplanması	39

	Sayfa
3.2. Çalışmada Kullanılan Braketler	39
3.3. Çalışmada Kullanılan Diş Yüzeylerinin Hazırlanması	40
3.4. Çalışmada Kullanılacak Braketlerin Diş Yüzeyine Yapıştırılması	41
3.5. Yapıştırılan Braketlerin Sıyırma Testi ile Koparılması	45
3.6. Artık Yapıştırıcı Skorlamasının Yapılması	46
3.7. Mine Yüzeyinde Artık Adezivın Temizlenmesi	48
3.8. Koparılan Braketlerin Tabanında Artık Adezivın Kumlanması	48
3.9. Geri Dönüştürülen Braketlerin Tekrar Diş Yüzeyine Yapıştırılması.....	52
3.10. İstatistiksel Analiz Yapılması	53
4. BULGULAR	55
4.1. Birinci Sıyırma Testi ile Elde Edilen Bağlanma Dayanımı ve Sıyırma Testi Sonrası Diş Üzerinde Kalan Yapıştırıcı Artık Skor Bulguları Değerlendirilmesi ...	55
4.2. İkinci Sıyırma Testi ile Elde Edilen Bağlanma Dayanımı ve Sıyırma Testi Sonrası Diş Üzerinde Kalan Yapıştırıcı Artık Skor Bulguları Değerlendirilmesi	58
4.3. Birinci ve İkinci Sıyırma Testi ile Elde Edilen Bağlanma Dayanımı ve Sıyırma Testi Sonrası Diş Üzerinde Kalan Yapıştırıcı Artık Skor Bulguları Karşılaştırması.....	63
5. TARTIŞMA	75
5.1. Çalışma Amacı ve Gereç-Yöntemin Tartışılması	75
5.2. Bulguların Tartışılması.....	86
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	97
KAYNAKLAR	99
EKLER.....	121
EK-1. Etik Kurul Onayı	122
ÖZGEÇMİŞ	126

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.1. Birinci kırma testi sonucunda kullanılan adezivlere göre maksimum bağlanma dayanımı (SBS) (MPa) düzeyleri ve ARI skorları	55
Çizelge 4.2. Birinci kırma testi sonucunda kullanılan adeziv kompozitlere göre maksimum bağlanma kuvveti (N) düzeyleri ve ARI skorları.....	56
Çizelge 4.3. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre ikinci kırma testi sonucunda elde edilen maksimum bağlanma dayanımı (MPa) düzeyleri	59
Çizelge 4.4. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre ikinci kırma testi sonucunda elde edilen maksimum bağlanma kuvveti (N) düzeyleri	60
Çizelge 4.5. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre ikinci kırma testi sonucunda ARI skorları yönünden gözlemlerin dağılımı	62
Çizelge 4.6. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre birinci ve ikinci kırma testi sonucunda elde edilen maksimum bağlanma kuvveti (MPa) düzeyleri	64
Çizelge 4.7. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre birinci ve ikinci kırma testi sonucunda elde edilen maksimum bağlanma kuvveti (N) düzeyleri	65
Çizelge 4.8. Kullanılan adeziv ve kum mikronu arasında birinci kırma testine göre ikinci kırma testi sonucunda maksimum bağlanma dayanımında (MPa) meydana gelen değişim yönünden yapılan karşılaştırmalar.....	67
Çizelge 4.9. Kullanılan adeziv ve kum mikronu arasında birinci kırma testine göre ikinci kırma testi sonucunda maksimum bağlanma kuvvetinde (N) meydana gelen değişim yönünden yapılan karşılaştırmalar.....	68
Çizelge 4.10. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre birinci kırma testine göre ikinci kırma testi sonucunda maksimum bağlanma dayanımında (MPa) meydana gelen yüzdesel değişim yönünden yapılan karşılaştırmalar.....	69
Çizelge 4.11. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre birinci kırma testine göre ikinci kırma testi sonucunda maksimum bağlanma kuvvetinde (N) meydana gelen yüzdesel değişim yönünden yapılan karşılaştırmalar.....	70
Çizelge 4.12. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre ikinci kırma testi sonucunda ARI skorları yönünden gözlemlerin dağılımı.	71
Çizelge 4.13. Birinci kırma testine göre ikinci kırma testi sonucunda ARI skorundaki değişim yönünden adeziv ve kumlama mikronları arasında yapılan karşılaştırmalar.....	73

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 4.1. Birinci kırma testi sonucunda kullanılan adezivlere göre maksimum bağlanma dayanımı (SBS) (MPa)	56
Şekil 4.2. Birinci kırma testi sonucunda kullanılan adezivlere göre maksimum bağlanma kuvveti (N)	57
Şekil 4.3. Birinci kırma testi sonrası GC ve TB grubunun ARI skorlama dağılımı	57
Şekil 4.4. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre ikinci kırma testi sonucunda elde edilen maksimum bağlanma dayanımı (MPa) düzeyleri	59
Şekil 4.5. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre ikinci kırma testi sonucunda elde edilen maksimum bağlanma kuvveti (N) düzeyleri	60
Şekil 4.6. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre ikinci kırma testi sonucunda ARI skorları yönünden gözlemlerin dağılımı	63
Şekil 4.7. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre birinci ve ikinci kırma testi sonucunda elde edilen maksimum bağlanma kuvveti (MPa) düzeyleri.....	64
Şekil 4.8. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre birinci ve ikinci kırma testi sonucunda elde edilen maksimum bağlanma kuvveti (N) düzeyleri	66
Şekil 4.9. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre birinci ile ikinci kırma testi sonucunda ARI skorları yönünden gözlemlerin dağılımı	72

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Avex braket sisteminde doğru braket numara seçimi için renkler kadrana göre tanımlanmıştır.....	40
Resim 3.2. Çalışmada kullanılan üst birinci premolar braketleri	40
Resim 3.3. Mine yüzeyinin temizlenmesi için kullanılan pat ve kıl polisaj fırçası	41
Resim 3.4. Mine yüzeyinin temizlenmesi için kullanılan anguldurva	41
Resim 3.5. 25 mm çapında, 40 mm boyunda plastik manşona dik şekilde gömülü üst premolar dişler	41
Resim 3.6. %37'lik ortofosforik asit jel	42
Resim 3.7. %37'lik ortofosforik asit premolar dişe uygulanması	42
Resim 3.8. Ortofosforik asit jel uygulanmış opak mine görüntüsü	42
Resim 3.9. GC Ortho Connect adeziv	43
Resim 3.10. Led ışık cihazı.....	43
Resim 3.11. Transbond™ Supreme LV Adeziv ve Transbond XT Primer.....	44
Resim 3.12. Autograph AG-IS Universal Test Cihazı	45
Resim 3.13. Olympus SZ-PT Stereomikroskop.....	46
Resim 3.14. ARI skor 0- Braket tabanı ve premolar diş mine yüzeyi stereomikroskop görüntüsü.....	47
Resim 3.15. ARI skor 1- Braket tabanı ve premolar diş mine yüzeyi stereomikroskop görüntüsü	47
Resim 3.16. ARI skor 2- Braket tabanı ve premolar diş mine yüzeyi stereomikroskop görüntüsü	47
Resim 3.17. ARI skor 3- Braket tabanı ve premolar diş mine yüzeyi stereomikroskop görüntüsü	48
Resim 3.18. Mine yüzeyi temizlenmesi için kullanılan airtorve tungsten karbid frez .	48
Resim 3.19. Alüminyum oksit kum 50 ve 90 mikron	50
Resim 3.20. Kumlama kabini, kumlama cihazı.....	50

Resim 3.21. Yeni braket taban stereomikroskop görüntüleri	51
Resim 3.22. GC50 grubu - 50 mikron Al_2O_3 ile kumlanmış braket taban stereomikroskop görüntüleri	51
Resim 3.23. TB50 grubu - 50 mikron Al_2O_3 ile kumlanmış braket taban stereomikroskop görüntüleri	51
Resim 3.24. GC90 grubu- 90 mikron Al_2O_3 ile kumlanmış braket taban stereomikroskop görüntüleri	52
Resim 3.25. TB90 grubu – 90 mikron Al_2O_3 ile kumlanmış braket taban stereomikroskop görüntüleri	52



SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
μ	Mikron
μm	Mikrometre
$^{\circ}\text{C}$	Santigrat derece
Al_2O_3	Alüminyum Oksit Partikülü
CO_2	Karbondiyoksit
Cr	Krom
Fe	Demir
GPa	Gigapaskal
kHz	Kilohertz
MPa	Megapaskal
N	Newton
Ni	Nikel
Rpm	1 dakikada gerçekleşen devir sayısı

Kısaltmalar	Açıklama
AISI	Amerikan Demir ve Çelik Enstitüsü
ARI	Adhesive Remnant Index (Artık adeziv indeksi)
BIS-GMA	Bisfenol A-glisidil metakrilat
cm^2	Santimetre kare
dk	Dakika
ER, CR: YSGG	Erbiyum, Krom: Yttriyum Selenyum Galyum Garnet lazer
ERYAG	Erbiyum katkılı Yttriyum Alüminyum Garnet lazer
ml	Mililitre
mm	Milimetre

mW	Mili watt
NDYAG	Neodyum Yitrium Alüminyum Oksid Garnet lazer
nm	Nanometre
SBS	Sıyırma bağlanma dayanımı (Shear Bond Strength)
sn	Saniye
TBS	Gerilme bağlanma dayanımı(Tensile Bond Strength)
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
UDMA	Üretan Dimetakrilat



1. GİRİŞ

Ortodonti, diş ve çene bozukluklarını teşhis eden ve teşhise yönelik olarak tedavi eden diş hekimliğinin önemli dallarından biridir. Ortodontide aparey tedavileri ile büyüme yönlendirilerek maksillomandibular bozuklukların erken dönemde tedavisi yapılabilirken sabit ortodontik tedaviler ile dental bozuklukların düzeltilmesi sağlanabilmektedir. Sabit ve fonksiyonel ortodontik tedaviler aynı zamanda hastanın fonksiyon, fonasyon ve estetiğinin de düzelmesine olanak sağlar. Sabit ortodontik tedavilerin prensibi çeşitli ataşmanların adeziv materyaller vasıtası ile yapıştırılarak dişlere biyolojik kuvvetler uygulaması ve bu amaçla dişlerin alveol üzerinde istenilen konuma yerleştirilmesinin sağlanmasıdır.

Dişlerin hareket edebilmesi için üzerlerine ataşmanların yerleştirilmesi ve çeşitli mekanikler ile kuvvet uygulanmasının gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Bu amaçla ilk olarak dişlerin etrafını saran bantlar kullanılmıştır. Tüm dişlerin bantlanmasıyla yapılan sabit ortodontik tedavilerde bazı olumsuzluklarla karşılaşmıştır. Bantların yerleştirilmeden önce dişlerin arasının separe edilmesi, yerleştirilirken oluşan periodontal doku yaralanmaları, oral hijyenin yeterince sağlanamaması, karyojenitenin artması ve bantların çıkarıldıktan sonra dişler arasında oluşan boşluklar, tüm dişleri bantlamanın olumsuzlukları arasında sayılabilir. Hekimlerin karşılaştığı bu dezavantajlar, sabit ortodontik tedavi işlemlerinde bantlar yerine alternatif ataşmanların geliştirilmesine yönlendirmiştir[1, 2]. Bu amaçla üretilen braketler, hacim olarak küçük olması ile hem daha estetik görünmesi hem de daha kolay temizlenmeye olanak sağlaması ile avantaj sağlamaktadır.

Newman[2] 1965 yılında yaptığı araştırmada plastik ataşmanların epoksi rezin ile yapıştırılmasının tüm dişlerin bantlanmasına karşı bir alternatif olduğunu ayrıca bantlamanın oluşturduğu dezavantajların üstesinden gelinebileceğini belirtmiştir. Bu araştırma, ilave modifiye edilmiş formülasyonlar ile ortodontide adeziv rezin sistemlerin geliştirilebileceğinin ve braketlerin mine yüzeyine yeterli bağlanmasının sağlanacağını temelini oluşturmuştur.

Adeziv sistemlerde meydana gelen gelişmeler, mine yüzeyinin asit ile pürüzlendirilmesi, braketlerin diş yüzeyine direkt olarak yapıştırılmasına ve yeterli bağlanma dayanımı elde edilmesine olanak sağlamıştır.

Estetik olarak metal braket tasarımları geliştirilirken hacim ve boyutlarında küçülmeler yapılmıştır. Bu durum braket taban alanlarının azalmasının oluşturduğu dezavantajı ortadan kaldırmak için adeziv sistemlerde bağlanmayı artıran gelişmelere yönlendirmiştir.

Braketlerin diş yüzeyine yapıştırılması teknik hassasiyet gerektirmektedir. Temel olarak yapıştırma adımları; mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi ve hazırlanması, uygun braket tasarımının seçilmesi ve yeterli bağlanma dayanımı sağlayacak adezivin seçilmesi olarak tanımlanabilir. Bu adımlarda uygun teknik hassasiyetin gösterilmemesi tedavi sürecinde braketlerin diş yüzeyinden ayrılmasına neden olabilir. Sabit ortodontik tedaviler uzun bir süre devam ettiğinden hastaya bağlı nedenlerle brakete uygun olmayan kuvvetlerin gelmesi de braketin diş yüzeyinden ayrılmasına neden olabilir.

Sunna ve Rock[3] yaptıkları çalışmada bir yıl boyunca braket başarısızlık oranını ortalama % 4 olarak bildirmiştir. Braketlerin çeşitli nedenlere bağlı olarak diş yüzeyinden ayrılması tedavi sürecinin aksamasına ve uzamasına, seanslarda yapılan işlemlerin artmasına ve maliyetin yükselmesine neden olmaktadır.

Tedavi sürecinde oluşan braket kopması veya braket konum değişikliği işlemi için ortodontist aynı braketten yeniden yapıştırılabildiği gibi yenisini de yapıştırabilmektedir. Eğer hekim tekrar aynı braketten kullanacaksa, braketler ortodonti kliniğinde çeşitli yöntemler ile geri dönüştürülebilir. Klinikte geri dönüşüm için kumlama, termal(doğrudan yakma), lazer gibi çeşitli teknikler kullanılabilir[4].

Günümüzde kumlama ile braket geri dönüşümü uygulaması yaygın olarak kullanılmaktadır ve çok sayıda çalışma kumlamanın braketin kullanım süresini arttırdığını göstermiştir[3, 5]. Kumlama yönteminde, kumlama cihazından alüminyum oksit partikülleri (Al_2O_3) püskürtülerek braket tabanında kalan yapıştırıcı artıkları temizlenir ve braket tekrar kullanılabilir duruma gelir.

Kumlama cihazı için farklı boyutlarda Al_2O_3 partikülleri üretilmiştir. Montero ve diğerleri[6], yaptıkları araştırmada kumlama partikül boyutu arttıkça braketlerin sıyırma bağlanma dayanımında-Shear Bond Strength (SBS) değerinde azalma tespit etmiştir ve Al_2O_3 partikül boyutu artmasının braket mesh tabanına zarar verdiğini belirtmiştir.

Çalışmamızın amacı, ilk aşamada sabit ortodontik tedavilerin en önemli araçlarından biri olan braketlerin, çekilmiş dişler üzerine iki farklı geliştirilmiş adeziv ile yapıştırılması ve sıyırma testi ile birinci bağlanma dayanımlarının ölçülmesi, takiben ikinci aşamada braketlerin tabanının 50 veya 90 mikron(μ) çapında Al_2O_3 partikülü ile kumlama yapılarak temizlenmesi ve tekrar yapıştırılması sonrası sıyırma testi ile ikinci bağlanma dayanımlarının ölçülmesi ve ardından kopma sonrası artık yapıştırıcı miktarlarının değerlendirilmesidir.



2. GENEL BİLGİLER

Sabit ortodontik tedavinin temel prensibi dişlere yapıştırılan ataçmanlar yardımıyla kuvvet uygulayarak dişlerin ark üzerinde istenilen konuma getirilmesidir. Bu amaçla ilk olarak tüm dişlerin bantlanması şeklinde multibant sistemi ortaya çıkmıştır. Tüm dişlerin bantlandığı multibant sistemi dişlerin separe edilmesi gerekliliği, bantlar yerleştirilirken oluşan dişeti yaralanmaları, plak birikimi ve hijyen sağlamada zorluklara sebep olması nedeniyle terk edilmiştir. Multibant sisteminin getirdiği dezavantajlar daha küçük ataçmanların direkt dişler üzerine yerleştirilmesi fikrini ortaya çıkarmıştır[7, 8].

Braketlerin diş yüzeyine yapıştırılması multibant sistemiyle oluşan dezavantajları ortadan kaldırırken dişlerin ara yüzüne ulaşılmasını mümkün kılarak çürük gibi oluşumların restoratif tedavisinin yapılabilmesine izin verir. Braket sisteminde multibant sisteminde olduğu gibi dişler arasında boşluk kalması da söz konusu değildir[7, 8].

Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi ve yapıştırıcı sistemlerdeki gelişmeler braketlerin diş yüzeyine direkt yapıştırılmasına olanak sağlamıştır. Bu amaçla kullanılan yapıştırıcı sistemlerden beklenen yeterli bağlanma dayanımına sahip olması ve ağız içi kuvvetlere karşı dayanıklılık sağlamasıdır. Aynı zamanda estetik, hijyenik olması ve tedavi bitiminde mine yüzeyine zarar vermeden çıkarılabilmesidir[9].

Braketlerin diş yüzeyine yapıştırılması direkt bonding (doğrudan yapıştırma) ve indirekt bonding (dolaylı yapıştırma) olarak iki şekilde gerçekleştirilebilir. Sistem farklı olsa da temel prensip minenin pürüzlendirilmesi, primer uygulanması ve rezin ile braketin yapıştırılması olarak yapılmaktadır[7].

2.1. Ortodontik Tedavide Direkt Bonding Uygulaması

Ortodontik tedavide yapıştırma işlemi bonding olarak adlandırılır. Braketin herhangi bir taşıyıcı kullanılmadan direkt dişlerin yüzeyine yapıştırıldığı sistem direkt bonding uygulamasıdır.

Direkt bonding uygulaması;

- Mine yüzeyinin temizlenmesi
- Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi
- Mine yüzeyine primer ajan uygulanması
- Mine yüzeyine yapıştırıcı materyal ile braket yapıştırılması aşamalarından oluşur.

2.1.1. Mine yüzeyinin temizlenmesi

Başarılı bir bonding uygulamasının sağlanabilmesinin ilk aşaması mine üzerinde yer alan organik ve inorganik atıkları uzaklaştırmaktır. Yapılan çalışmalarda maksimum bağlanma dayanımı için mine üzerindeki pelikül tabakasının kaldırılması gerektiği belirtilmiştir, pelikül tabakasının kaldırılmasının minenin ıslanabilirliğini artırdığı gösterilmiştir. Mine yüzeyinin temizlenmesi için yavaş dönen turlu aletler, fırça ya da polisaj lastiği kullanılır ve pomza ya da pat uygulanır[10, 11]. Bu işlem sırasında dişeti irritasyonuna sebep olmadan hafif kuvvetlerle mine yüzeyinin temizlenmesi gerekmektedir. Mine temizleme işlemi sırasında dişeti yaralanmasına sebep olmak kanamaya neden olarak izolasyon sağlamada zorluklara sebep olabilir. Bu nedenle mine yüzeyi temizlenirken hassas çalışılması gerekir[11].

Temizleme işlemi sonrası ve mine pürüzlendirme aşamasından hemen önce tükürük ve nem kontaminasyonun engellenmesi gerekmektedir. Yanak, dudak ve dil gibi yumuşak dokular bonding işlemi süresince dişlerden uzaklaştırılmalıdır. Bu amaçla yanak ve dudak ekartörleri, tükürük emiciler, pamuk tamponlar ve tükürük salgısını azaltan kimyasal ajanlar (atropin sülfat gibi) kullanılabilir. Ortodontik tedavide bonding işlemi için genellikle kimyasal ajan kullanılmasına gerek duyulmamaktadır[8].

2.1.2. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi

Direkt bonding uygulamasının mine yüzeyi temizlendikten sonraki ilk aşaması mine pürüzlendirilmesidir. Bonding işlemi temel prensibi mine yüzeyinde retantif alanlar oluşturarak yapıştırıcı ajanlar ile mikromekanik bir bağlanma sağlanmasıdır. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi ile yüzey alanı artırılır ve ıslanabilirliği(hidrofilik) daha yüksek bir mine

yüzeyi elde edilir. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi için literatürde birden fazla yöntem önerilmiştir[12]. Bunlar;

- Asitle pürüzlendirme
- Lazer ile pürüzlendirme
- Air-Abrazyon ile pürüzlendirme olarak sayılabilir.

Asitle pürüzlendirme

Buonocore[13] tarafından önerilen asit ile pürüzlendirme yönteminde asit uygulaması mine prizmalarında çözünmeye neden olarak mine yüzeyinde girintili çıkıntılı bir yüzey oluşmasına neden olur. Sonrasında uygulanan asit yıkama yüzeyden asitle birlikte çözünen artıkların da uzaklaşmasını sağlar. Uygulanan asit işlemi sonrası oluşan mikro pöröz alanlara yapıştırıcı rezin penetre olarak mikromekanik bağlanmayı gerçekleştirebilir.

Yapılan çalışmalar asit uygulamanın etkinliğinin uygulanan asit çeşidi, asit konsantrasyonu ve uygulama süresi gibi değişkenlere bağlı olduğunu göstermiştir. Klinik olarak daimi dişlerde yeterli bağlanmayı sağlamak için %30-40 aralığında konsantrasyona sahip ortofosforik asitin 15-30 saniye(sn) uygulanması önerilmektedir. 15 ile 90 sn arasında uygulanan asit işlemlerinde bağlanma dayanıklılığında belirgin fark tespit edilememiştir. Diş minesinin 90 saniyeden fazla asitlenmesi, mine üzerindeki çözünmez kalsiyum fosfat tuz kristal yapıları oluşturur ve minenin ıslanabilirliği azalır bu durum bağlanma dayanıklılığının azalmasına neden olabilir. Ortodontik bonding için 15 sn asitleme yeterli görülmüştür[16, 17].

Asitlerin jel ve likit formları üretilmiş olup jel formunun sadece yapıştırma yapılacak mine bölgesine uygulanabilmesi, uygulama sırasında dağılmaması gibi avantajları olduğundan kullanılması daha pratik olmaktadır[7, 17].

Günümüzde mine pürüzlendirme yöntemlerinden en yaygın kullanılan asit ile pürüzlendirme tekniğinin yeterli bağlanma dayanımı sağlamasına rağmen bazı dezavantajları vardır. Asitleme ile oluşan retantif alanlar renklenmeye karşı hassas bir mine yüzeyi oluşturabilir. Söküm aşamasında braketler çıkarılırken asitlenmiş mine yapısında

çatlaklar ya da kırılmalar oluşabilmektedir. Bu nedenle asitleme aşaması dikkatli uygulanmalı ve önerilere dikkat edilmelidir[18].

Mine yüzeyinde oluşan pöröz alanlar mikroskobik olarak minenin 100-200 mikronluk(μ) tabakasında gözlenebilir. Klinik olarak asit uygulamanın etkinliği asit yıkandıktan sonra hava spreyi ile yüzeyin kurutulmasıyla minede tebeşirimsi beyaz opak bir alanın gözle görülmesiyle anlaşılır. Asit uygulama sonrası en az 20 sn yıkama yapılması önerilmiştir[14, 15].

Lazer ile pürüzlendirme

Diş hekimliğinin birçok alanında kullanılan lazer teknolojisi mine pürüzlendirme tekniklerinden biri olarak da kullanılabilir. Mine yüzeyine lokalize uygulandığında mine yapısındaki hidroksiapatit kristalleri etkileyerek suyun buharlaşmasına ve mikro patlamalara neden olmaktadır. Kullanılan lazer çeşidine ve uygulanan lazerin dalga boyuna göre minenin 10-20 mikron(μ) tabakasına etki ederek pürüzlendirme oluşturur. Bu amaçla CO₂ lazer, Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer, Er,Cr:YSGG lazer kullanılabilir[19, 20]. Lazerlerin pürüzlendirme için alternatif bir seçenek olduğu düşünülürken uygulanması oldukça pahalı sistemler olması rutin klinik kullanıma girmesine engel olmaktadır. Aynı zamanda lazer sistemlerin oluşturduğu ısı pulpa dokusuna etkisi hala tartışma konusudur. Geleneksel konvansiyonel asitle pürüzlendirme yöntemine göre daha pratik ve hijyenik bulunmasına karşın lazer sistemleri artı ve eksileri değerlendirilerek kullanıma karar verilmelidir[21, 22].

Air-abrazyon (kumlama) ile pürüzlendirme

Black tarafından ortaya atılan air-abrazyon yöntemi ile belirli basınçta alüminyum oksit kum partikülünü mine yüzeyine fırlatılarak mine yüzeyinde pürüzlü bir alan oluşturmaktadır[23]. Air abrazyon yönteminin asit ile pürüzlendirme yöntemine göre daha az mine dokusu kaybıyla yeterli bağlanmayı sağlayabileceği düşünülmüştür[24]. Bu amaçla 50-90 μ alüminyum oksit partikülleri kumlama cihazında kullanılmıştır.

Yapılan bazı çalışmalar air abrazyon yöntemi ile oluşan pürüzlendirmenin asit ile pürüzlendirmeye göre daha düşük bağlanma dayanıklılığı elde ettiğini göstermektedir[25].

Lazer, air abrazyon ve asit ile pürüzlendirmeyi karşılaştıran başka bir çalışma ise air abrazyonun mineyi pürüzlendirmede etkin olmadığını göstermiştir[26].

Chan ve diğerleri[27], restoratif adeziv materyallerin mineye bağlanmasını değerlendirdiği in vitro çalışmada alüminyum oksit partikül ile air abrazyon yöntemini ve diğer pürüzlendirme yöntemlerini(pomza ile pürüzlendirme, frez ile pürüzlendirme) değerlendirmiştir. Air abrazyon yönteminin asitle pürüzlendirme yöntemiyle kombine kullanıldığında mikrosızıntının en az olduğunu ve daha başarılı bağlanma sağladığını belirtmiştir.

2.1.3. Mine yüzeyine primer ajan uygulaması

Mine pürüzlendirildikten sonra uygulanan primerlerin amacı bağlanma dayanımını artırmak, rezin ile mine arasında bağlantıyı artırmak ve sızıntıyı azaltmaktır[11, 28]. Ayrıca asitlenen mine yüzeyine primer uygulanması nemden korunmayı sağlayarak braket ve mine arasındaki bağlanmanın başarılı olmasını sağlamaktadır. Primer mineye ince bir tabaka uygulanarak mine ve kompozit rezin arasında bağlantıyı sağlar. Bowen[29] 1963 yılında yaptığı çalışmada temel içeriği Bisfenol-A-Glisidil-Dimetakrilat(Bis-GMA) olan boyutsal stabilitesi daha iyi bir rezin geliştirmiştir. Bowen[29] tarafından geliştirilen bu rezin günümüz primerlerinin temelini oluşturmaktadır. Takip eden yıllarda Buonocore[30,31], Silverman ve diğerleri[32], tarafından mine yüzeyine Bis-GMA içeren rezin uygulanmıştır. Bu şekilde uygulanan rezinlerin bağlanma dayanıklılığını artırdığı tespit edilmiştir ve günümüzde rutin bonding aşamalarında kullanılmaktadır. Son zamanlarda geliştirilen rezinler ile literatürde primer kullanılma gerekliliği tartışmalıdır[33-35].

Primerlerin içeriği monomer, polimerizasyon başlatıcılar (Kamforokinon), doldurucular, çözücüler ve inhibitörlerden oluşmaktadır. Primerler kompozitler gibi temel olarak rezin monomerlerden oluşmaktadırlar. Bu monomerler metakrilat (metil metakrilat, hidroksimetil metakrilatlar v.s) ve dimetakrilatlar (Bis-GMA, Üretan Dimetakrilat, Trietilen Glikol Dimetakrilat v.s) dir. En sık kullanılan monomerlerden Bis-GMA'nın viskozitesi yüksektir, daha dayanıklıdır ve daha az polimerizasyon büzülmesine sahiptir. TEGDMA

içeriğinin viskozitesi daha düşüktür, akışkanlığı artırmak amaçlı dahil edilmektedir. UDMA ise biyouyumludur ve viskozitesi Bis-GMA'ya göre daha düşüktür[36-39].

Primer içinde yer alan reaksiyon başlatıcılar monomerler arasında polimerizasyonun başlamasında temel olarak görev alırlar. Kompozit ve primer rezinler termal, kimyasal, fotokimyasal olarak polimerize olabilirler. Primer ve kompozitlerin ışık ile polimerizasyonunda rol alan temel başlatıcı kamforokinondur. Kamforokinon'un aktive olabilmesi için ortalama 468 nanometre(nm) dalga boyunda ışık uygulaması gerekmektedir. Bu dalga boyu görünür ışıkta mavi ışığa denk gelir[40-42]. Kimyasal başlatıcı olarak ise en sık benzoil peroksit(BPO), tribütilboran kullanılmaktadır[43].

Çevresel koşulların(ısı, ışık v.s) oluşturduğu polimerizasyon etkisini indirmek amacıyla inhibitörler(bütil hidroksitoluen gibi) de içerikte yer almaktadır[40]. Ayrıca su, aseton gibi çözücüler dental primer ve adezivlerde yer almaktadır. Çözücü mineye uygulandıktan sonra hava ile kurutulmalıdır. Yetersiz kurutma bağlantıyı olumsuz etkileyebilmektedir[44]. Kompozit rezin içeriği için aynı zamanda silikat camlar, silikon dioksitler gibi doldurucular da ilave edilmektedir[36].

2.1.4. Mine yüzeyine yapıştırıcı adeziv ile braket yapıştırılması

Günümüzde braketleme işlemi direkt veya indirekt teknikle yapılabilmektedir. İndirekt teknik hasta başında geçirilen zamanı azaltmak ve braketlerin hasta faktöründen bağımsız olarak yerleştirilmesine olanak sağlamak amacıyla geliştirilmiştir[32]. İndirekt teknikte braketler laboratuvar ortamında hastadan alınan alçı modeller yardımıyla uygun konuma yerleştirilir ve sonrasında bir taşıyıcı yardımıyla hasta ağızına yerleştirilerek yapıştırılır. Avantajları yanında indirekt sistem, teknik hassasiyet gerektirmesi ve maliyetinin daha fazla olması dezavantaj olarak sayılabilir[8]. Günümüzde, braketleme için direkt yapıştırma tekniği yaygın olarak kullanılmaktadır ve tercih edilmektedir[45]. Direkt sistemde mine yüzeyi temizlenip, pürüzlendirildikten sonra yapıştırma aşamasına geçilmektedir. Braketlerin yapıştırılmasında en önemli aşamalarından birisi uygun adezivin seçilmesidir. Braketlerin yapıştırılmasında farklı içeriklere sahip çok sayıda adeziv geliştirilmiştir. Hekim seçtiği adezivi firma önerileri doğrultusunda kullanarak braketi yapıştırmalıdır. Braket

yapıştırma aşamasında uygulanacak adeziv, braket tabanı altında boşluk kalma ihtimalini azaltmak için braket tabanına bir miktar daha fazla yerleştirilebilir. Braket, braket tutucu ile mesiodistal ve bukkolingual olarak diş kronu orta üçlüsünde konumlandırılmalıdır. Takibinde klinisyen brakete tek noktadan hafif kuvvet uygular ve taşmış olan adezivler mine yüzeyinden temizlenir. Uygun konumda olduğu kontrol edilen braketlerin adezivleri hızlı bir şekilde polimerize edilmeli ve polimerizasyon esnasında braket konumunun değiştirilmediği kontrol edilmelidir[46].

Braket yapıştırmak için kullanılan adezivler

Adeziv sistemlerde günümüze kadar birçok gelişme yaşanmıştır. Klinisyenler braket yapıştırmak için ideal adezivlerin bazı özelliklere sahip olması gerektiğini belirtmişlerdir. Bu özellikler;

- Mine yüzeyine yeterli bağlanma dayanımına sahip olmalıdır.
- Mine yüzeyine zarar vermeden temizlenebilmelidir.
- Polimerizasyon büzülmesi minimum olmalıdır.
- Marjinal sızıntıya izin vermemelidir.
- Dişin canlılığı koruyan dokuya(pulpaya) toksik etkisi olmamalıdır.
- Oral dokuları etkileyecek şekilde alerjen olmamalıdır.
- Braketleme yapılırken kullanımı ve uygulaması kolay olmalıdır[7].

Çinko-fosfat simanlar

Temel olarak çinko oksit tozu, alüminyum ve fosforik asit likidinden oluşan çinko-fosfat simanlar diş hekimliğinde altın standart olarak kabul edilir. Doğru toz ve likit oranının ayarlanması hem dayanıklılığı hem de çalışma zamanını etkilemektedir. Önerilen toz likit oranı 2.5/3.5 gram/mililitre(gr/ml)'dir. Karıştırıldıktan sonra asiditesi yüksektir ve pulpa üzerine toksik etkisi olabilir. Braketleri yapıştırmak için yeterli bağlanma dayanımına ve dayanıklılığa sahip olmayan çinko-fosfat simanlar günümüz ortodonti pratiğinde kullanılmamaktadır[47].

Polikarboksilat Simanlar

Temel olarak çinko oksit ve magnezyum oksit tozu ile poliakrilik asit likidinden oluşmaktadır. Hidrofilik ve pulpaya herhangi bir toksik etkisi olmayan biyouyumlu bir materyaldir. Çalışma zamanı ayarlanması toz/likit oranına bağlıdır. Mine yüzeyine ve ortodontik ataçmanlara bağlanabilen bir siman olsa da zamanla ağız içi sıvılarda dayanıklılığının azalması ortodontide tedavi süresince kullanıma izin vermemiştir[47, 48].

Cam iyonomer simanlar

1970 yılından itibaren kullanılmaya başlayan cam iyonomer simanlar fluoroalimünosilikat cam tozu ile poliakrilik asit likitinden oluşmaktadır. Cam iyonomer simanların en önemli özelliği mine ve dentine kimyasal olarak bağlanabilmesidir. Biyouyumlu, pulpaya toksik etki göstermeyen, oral dokulara uyumlu, flor içeriği nedeniyle antikaryojenik etkisi olan cam iyonomer simanlar mineye herhangi bir işlem uygulanmadan bağlanabilir. Ancak neme karşı aşırı duyarlı cam iyonomer simanların tükürük kontaminasyonu olması gibi durumlarda mekanik özellikleri zayıflar. Çürük dişlerin restoratif tedavisi, kavite astar materyali olarak kullanılabilen cam iyonomer simanlar ortodontik tedavilerde bantların simantasyonu için kullanılabilir ve braketlerin yapıştırılmasında yeterli direnç gösteremedikleri için önerilmemiştir[49].

Adeziv sistemlerdeki gelişmeler gibi cam iyonomer simanların içeriklerinde çeşitli değişiklikler yapılarak gelişmeler kaydedilmiştir. Resin modifiye cam iyonomer ya da hibrid iyonomer siman olarak adlandırılan bu sistemler cam iyonomer simanların içeriğine reçine dahil edilmesiyle oluşturulmuştur. Hibrid simanlar geleneksel cam iyonomer simanlardan farklı olarak hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olabilirler. Hibrid simanların sertleşmesi, dayanıklılık, estetik ve aşınmaya karşı olan dirençleri geleneksel cam iyonomer simanlardan daha yüksektir. Resin modifiye cam iyonomer simanların dezavantajı ise sertleşme sırasında polimerizasyon büzülmesi göstermesi, marjinal sızıntı oluşabilmesi ve renklenme olarak sayılabilir. Geleneksel cam iyonomer simanların da, hibrid iyonomer simanlarında tamamen sertleşip maksimum bağlanma dayanımına sahip olması için 24 saat geçmesi gerekmektedir[49, 50].

Rezin simanlar

Rezin simanların temel olarak polimer matriksini Bis-GMA, UDMA ve TEG-DMA'dan oluşabilmektedir. TEG-DMA organik matrikste viskozite azaltıcı etkisi olmaktadır. Rezin yapısına katılan kuartz, baryum silikat, cam gibi doldurucu partiküller rezin simanların fiziksel ve mekanik özelliklerini belirlemektedir. Doldurucu partikül oranı rezinin sertliğini, aşınma direncini, polimerizasyon büzülmesini, su absorpsiyon miktarını ve estetiğini etkiler. Doldurucu miktarı arttıkça fiziksel ve mekanik özellikleri olumlu etkilenir. Ayrıca doldurucu ve matriksin bağlanmasını sağlayan silan bağlayıcı ve reaksiyon başlatıcı ajanlarda rezin simanların yapısında yer alırlar[51, 52].

Rezin simanlar çeşitli şekillerde polimerize olabilirler. Polimerizasyon şekillerine göre;

- Kimyasal yolla polimerize olan rezin simanlar
- Işıkla polimerize olan rezin simanlar
- Dual-Cure rezin simanlar(hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan) olarak sınıflandırılabilir[50].

Günümüzde ortodontik tedavide bonding uygulamalarında genellikle ışıkla polimerize olan adeziv rezinler kullanılmaktadır[42]. Işıkla polimerize olan sistemlerin kullanılması ile sertleşme reaksiyonu ve çalışma zamanı kontrol edilebilmektedir. Kimyasal olarak polimerize olan simanlara göre daha iyi polimerize olması ve artık monomer miktarı daha düşük olması da ışıkla polimerize rezin sistemlerin toksisite ve alerjen olmasının daha düşük olmasını sağlar. Bu avantajları nedeniyle ışıkla polimerize olan rezin sistemler kimyasal polimerize olan sistemlere göre daha yaygın kullanılmaktadır[54, 55].

Dual-cure rezin sistemler toz+likit şeklinde karıştırılarak kullanılan sistemlerdir. Işıkla polimerizasyona başlandıktan sonra kimyasal olarak polimerizasyon devam eder. Bu nedenle polimerizasyon derecesi en yüksek olan dual-cure sistemlerdir. Dual-cure sistemlerin karıştırma gerektirmesi ve sonrasında ışık uygulanması nedeniyle klinik çalışma süresini uzatması dezavantaj olarak sayılabilmektedir[18].

Adeziv rezinler uygulanma mekanizmalarına göre;

- Etch-Rinse Adeziv Sistemler
- Self Etch Adeziv Sistemlerdir[56].

Etch-Rinse adeziv sistemler olarak adlandırılan geleneksel sistemlerde braket yapıştırma işlemi asit, primer ve bonding ajanı uygulaması 3 aşamalı ya da asit uygulama sonrası primer ve bonding ajanının tek şişede olması şeklinde 2 aşamalı şekilde uygulanabilen sistemlerdir. Uygulanan %30-40 oranında ortofosforik asitin yıkanması sonrası primer ve bonding ajanı ayrı şekilde ya da tek şişede olacak şekilde kullanılabilir. Adeziv sistemlerdeki gelişmeler ile birlikte son yıllarda ortodontik braketlerin yapıştırılmasında self-etch sistemlerde kullanılmaya başlanmıştır. Self etch sistemler kendinden asit içeren primer ve sonrasında bonding ajanı uygulaması şeklinde 2 aşamalı olabilirken, tüm basamakların tek şişede olması şeklinde 1 aşamalı da olabilmektedir. Self-etch sistemlerin geliştirilme amacı asit uygulama ve yıkama basamaklarını elimine ederek zaman tasarrufu sağlamak, teknik hassasiyeti ve oluşabilecek nem, tükürük kontaminasyonunu azaltmaktır[57].

Ortodontik tedavilerde başarılı bonding işlemi için uygun sistemin seçilmesi önemlidir. Bu nedenle literatürde geleneksel sistemler ile self etch sistemleri bağlanma dayanımı, bonding süreleri gibi çeşitli faktörler açısından karşılaştıran birçok çalışma yer almıştır. Bu çalışmalardan Aljubouri ve diğerleri[58] self etch sistemin konvansiyonel sisteme göre başarısının daha düşük olduğunu tespit ederken, Baka ve diğerleri[59] her iki sistem arasında fark tespit edememiştir.

Murfitt ve diğerleri[60] yaptıkları çalışmada geleneksel ve self etch sistemi klinik başarısızlık açısından değerlendirmiştir. Yapılan klinik çalışmanın 12 aylık sonuçları self etch sistemin geleneksel sisteme göre daha yüksek bağlanma başarısızlığı göstermiştir. Bishara ve diğerleri[61] ise in vitro olarak premolar dişler üzerinde bağlanma dayanımını(SBS- Shear Bond Strength) karşılaştırdıkları çalışmada self etch sistemlerin bağlanma dayanımını istatistiksel olarak daha düşük bulmuştur. Bishara ve diğerleri[62] 2004 yılında yaptıkları diğer bir çalışmada ise bağlanma dayanımı açısından sistemler arasında fark bulamamıştır. Elekdağ ve diğerleri[63] de klinik bağlanma başarısızlığı açısından geleneksel ve self etch

sistemler arasında fark bulamamıştır. Literatürde bağlanma dayanıklılığı ve klinik başarısızlık açısından self etch ve geleneksel sistemler konusu tartışmalıdır ve daha fazla araştırılmalıdır.

Ayrıca bonding süresi açısından değerlendirme yapılan bir çalışmada, self etch sistemler geleneksel sistemlere göre daha fazla zaman tasarrufu göstermiştir. Self etch sistemler ile bonding aşamasında uygulanan basamak sayısının azalmasının ortalama bonding süresinin geleneksel sisteme göre 59 sn azalttığı ve bu farkın klinik açıdan önemli olduğu bildirilmiştir[45].

Primer kullanılmayan adeziv rezin sistemler

Primer, bonding aşamasının bir basamağında uygulanan genellikle doldurucu içermeyen rezin olarak tanımlanabilir. Literatürde araştırmalar doğrultusunda primer uygulanma amacı braket adeziv rezin arasındaki bağlanmayı artırmaktır. Adeziv sistemlerdeki gelişmeler ile birlikte primer uygulanma aşamasının kaldırılabilceği fikrini ortaya çıkarmıştır. Primer aşamasının kaldırılmış olması zaman tasarrufu, ekonomik açıdan avantaj sağlaması gibi artılarının yanı sıra bonding işlemi sırasında kontaminasyona bağlı hataları minimize edeceği düşünülmüştür[45]. Ancak yapılan bir çalışmada primer kullanılmamasının zaman tasarrufu açısından anlamlı bir avantajı olmadığı belirtilmiştir[64].

1970 yılından itibaren bonding uygulaması sırasında primer kullanımı gerekliliği tartışılmaya başlanmıştır. Mine pürüzlendirmesinden sonra oluşan mikro pöröz yapılar rezinin polimerize olmasıyla oluşan rezin tagların(rezinin tübüllerin içine doğru yaptığı uzantılar) mineye bağlanmada temel oluşturduğu bilinmektedir. Jörgensen ve diğerleri[65] yaptıkları mikroskopik çalışmada mineye primersiz uygulamanın ve primer uygulamasının kompozit rezin polimerizasyonunda rezin tag oluşumunda anlamlı farklılık ortaya çıkarmadığını bulmuştur. Ayrıca 1976'da Pahlavan ve diğerleri[66], 1977'de Asmussen[67] yaptıkları çalışmalarda Jörgensen ve diğerlerinin sonuçlarını desteklemiştir. Resin tag oluşumunun kompozit materyal içerisindeki resin fazın viskozitesine bağlı olduğunu ve resin tag oluşumunun primer uygulanmasına bağlı olmadığını belirtmiştir.

Retief ve diğeri[68] 1981 yılında yaptıkları çalışmada primer uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında braket bağlanma kuvveti, rezin tag oluşumu ve mikrosızıntı açısından fark bulamamıştır.

Yapılan in vitro çalışmalar primer kullanılarak veya primersiz bonding uygulamalarının karşılaştırılabilir bağlanma kuvveti gösterdiğini bulmuştur ve bu çalışmalarda, dolgu maddesi parçacıklarından yoksun bir rezin fazının, asitlenmiş mine yüzeyindeki mikro pörözleri doldurmak için kompozit rezinlerin yüzeyinde yeterli miktarda bulunduğunu ve doldurulmamış rezinin gerekli olmadığını düşündürmektedir[65, 68-71].

Daha önce primersiz ortodontik braketlerin yapıştırılması üzerine yapılan çalışmalar yeterli bağlanma kuvvetlerini göstermiştir[28, 72, 70].

Braket başarısızlık oranlarını araştıran randomize kontrollü bir çalışma, lingual braketlerin primersiz yapıştırılmasında (%27), primerli gruba (%4) kıyasla daha yüksek bir başarısızlık oranı bulmuştur[74].

Banks ve diğeri[75] tarafından yapılan randomize olmayan bir klinik çalışma, primerli ve primersiz yapıştırmada benzer braket başarısızlık oranları bulmuştur (primerli %4 ve primersiz %3). Bu çalışma, braketlerin ortodontik bağlanması için primerin gerekli olmadığına dair daha güçlü kanıtlar sunmaktadır. Bununla birlikte, bu çalışmanın dezavantajları randomizasyon eksikliği, braket başarısızlık oranına uygun istatistiksel analizinin olmaması ve çalışma süresinin belirsiz olmasıdır[75].

Tang ve diğeri[76] tarafından yapılan retrospektif kontrollü bir çalışma, kimyasal polimerize olan kompozit ile yapıştırıldığında, braket başarısızlık oranının primerli veya primersiz bonding uygulamasında benzer olduğunu bulmuştur (primersiz %5,62 ve primerli %6,22).

O'Brien ve diğeri[72] tarafından yapılan çalışmada braket yapıştırılan dişlere uygulanan sıyırma deneyinde bağlanma dayanımı açısından primer uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında anlamlı bir fark tespit edilememiştir (ortalama primer uygulanan grup için 12,1 Newton/milimetrekare(N/mm^2), primer uygulanmayan grup için 13,1 N/mm^2

bağlanma dayanımı tespit edilmiştir.). İki grupta %95 oranında mine ile adeziv ara yüzünde kopma meydana geldiği görülmüştür.

Wang ve diğerleri[28] premolar dişler üzerinde yaptıkları çalışma sonucunda, primer uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında braketler koparıldığı zaman ölçülen bağlanma kuvvetleri ve kopma bölgesi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir. Ancak primersiz grubun %4'ünde mine ile kompozit ara yüzeyinden ayrılma meydana geldiği belirtilmiştir.

Tang ve diğerleri[73] tarafından yapılan çalışmada Transbond XT (Transbond XT, 3M Unitek, Calif) ve Phase 2(Phase II, Reliance, Illinois) adezivleri primersiz ve primer kullanılarak uygulanmıştır. Çalışma sonucunda sıyırma bağlanma dayanımları açısından primersiz ve primer uygulanan gruplar arasında fark bulunamamıştır. ARI skoru(Adeziv Artık İndeksi) açısından Transbond XT(Transbond XT, 3M Unitek, Calif) grubunda fark gözlenmemişken, Phase 2(Phase II, Reliance, Illinois) grubunda primer uygulanmayan grupta diş ile kompozit ara yüzeyinde daha fazla oranda kopma olduğu tespit edilmiştir.

2012 yılında Invernici ve diğerleri[77] tarafından yapılan in vitro çalışmada, braketleri adeziv olarak Transbond XT primerli (Transbond XT Primer, 3M, Monrovia, Calif) ve primersiz olarak yapıştırdıktan sonra sıyırma testi yapılmıştır. Adezivin primerli ve primersiz kullanımı arasında bağlanma dayanımı açısından fark bulunamamıştır. ARI skoru açısından primersiz grupta diş adeziv ara yüzeyinde kopma olduğu görülmüştür.

Nandhra ve diğerleri[64], yaptıkları in vivo çalışmada braketleri hastalara Transbond XT primer ve primer kullanılmadan asitlenmiş mine yüzeyine yapıştırmış ve braket kopma oranı ve kopma bölgesi ARI skoru açısından değerlendirilmiştir. Primerli grupta braket kayıp oranı %11,1, primersiz grupta %15,8 olarak tespit edilmiştir ve bu sonuç anlamlı olmasa da primersiz grupta daha yüksektir. ARI skorları değerlendirildiğinde primer uygulanmamasının kompozitin tamamının braketten kalma ihtimalini artırdığı gözlenmiştir.

2017 yılında yapılan çalışmanın sonuçları primer kullanımının çalışmada kullanılan tüm adezivler için bağlanma dayanımını artırdığını tespit etmiştir[78]. 2016 yılında yapılan bir

çalışmada ise primer uygulanmasının bağlanma dayanımını ortalama 2.1 megapaskal(MPa) artırdığı belirtilmiştir[79].

Direkt bonding uygulamalarında akışkan adeziv rezin sistemler

Bir ortodontik braket yapıştırırken, bağlanma kuvveti ark telleri tarafından uygulanan çiğneme kuvvetlerine ve baskılara dayanacak kadar yeterli olmalıdır. Ayrıca, bağlanma kuvveti mine yüzeyine zarar vermeden braketin ayrılmasına izin vermesi gerektiğinden, kompozit materyallerin mineye yüksek bağlanma dayanımı, minenin korunması açısından olumsuz olabilir. Çeşitli araştırmalar, klinik bir durumda ortodontik braketler için uygun bağlanma kuvvetinin 2,8 MPa ila 10 MPa arasında olduğunu ileri sürmüştür[80-82].

Son zamanlarda, birçok klinisyen tarafından ortodontik kullanım için akışkan kompozitler uygulanmıştır. Akışkan kompozit rezinler doldurucu partikül içeriği geleneksel kompozit rezinlere göre %20-30 oranında azaltılmış ve TEDGMA gibi monomerlerin miktarı arttırılmıştır. Akışkan kompozitler, geleneksel hibrid kompozitler ile aynı küçük parçacık boyutunun korunmasıyla oluşturulmuştur ancak doldurucu içeriğinin azaltılması ve artan rezin içeriği karışımın viskozitesinin azalmasına izin vermiştir. Bununla birlikte, akışkan kompozitler herhangi bir in vitro mekanik test kategorisinde geleneksel kompozitler kadar sağlam olmadığından, klinisyenler kullanımlarını yüksek stres ile ilişkili olmayan uygulamalarla sınırlandırmıştır[83].

Eğer akışkan kompozitler mineye klinik olarak kabul edilebilir bağlanma kuvvetini garanti edebilirlerse, ortodontik braket bağlanması için avantajlı olabilirler. Artan akışkanlıkla, braket tabanına ve pürüzlendirilmiş mine yapısına kolayca penetre olabilir ve dolayısıyla mekanik retansiyon seviyesini artırması beklenir. Akışkan kompozitlerin klinik kullanımının yanı sıra, ortodontik braket yapıştırmada kullanımları hakkında çeşitli çalışmalar yapılmıştır[84].

D'Attilio ve diğerleri[85] 2005 yılında yapılan bir çalışmada, Denfil Flow (Vericom Laboratories Ltd, Anang, Kore) adlı yeni tanıtılan bir kompozit rezin değerlendirilmiştir. İnorganik dolgu içeriğinin (ortalama partikül boyutu 0.01 ~ 2.5 mikrometre(μm)) ağırlıkça % 60 olduğu belirtilmiştir. Parçacıkların çok küçük boyutu nedeniyle, dolgu parçacıkları

diğer akışkan kompozitlerden daha yüksektir ve bu durum aşınma direncini artırmıştır. Yapılan çalışmada özellikleri nedeniyle Denfil Flow(Vericom Laboratories Ltd, Anang, Kore) akışkanının yeterli bağlanma dayanımı(SBS), iyi bir viskozite sağlayabileceği, bu nedenle ortodontik braketlerin bağlanması için de kullanılabileceği belirtilmiştir.

Tecco ve diğerleri[86] yaptıkları çalışmada, akışkan bir adezivi(Denfil Flow, Vericom, Anyang, Kore) geleneksel bir ortodontik adeziv sistemi Transbond XT(3M, Monrovia, Calif) ile karşılaştırmıştır ve her iki adezivin klinik olarak kabul edilebilir bir bağlanma kuvveti olduğunu bildirmiştir.

Ryou ve diğerleri[87] yaptıkları in vitro çalışmada metal braketlerin 4 farklı akışkan kompozitin(Grandio Flow; UniFil Flow; UniFil LoFlo Plus; ve DenFil Flow) bağlanma dayanımını geleneksel bir adeziv sistem(Transbond XT) ile karşılaştırmıştır. Akışkan kompozitlerin bağlanma dayanımı(SBS) 7,2 ile 8,3 MPa arasında iken Transbond XT grubu daha yüksek bir değer göstermiştir (ortalama 10,9 MPa). Çalışma sonuçları akışkan kompozitlerin braket bondingi için yeterli SBS gösterdiğini bildirmiştir.

Albaladejo ve diğerleri[88] 100 premolar diş üzerine metal braketleri, 4 farklı akışkan kompozit Tetric Flow(Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Transbond Supreme LV(3M), Admira Flow(Voco, Cuxhaven, Germany), Filtek Supreme XT(3M) kullanarak yapıştırdıkları çalışmada Transbond XT(3M) adeziv sistem ile karşılaştırmıştır. Primer uygulanarak yapıştırıldığında 5 adeziv sistemde benzer SBS değerleri göstermiştir. Primer uygulanmaması ile bağlanma dayanımını Transbond Supreme LV hariç diğer sistemlerde azaldığı bildirilmiştir. ARI skorları açısından gruplar arasında fark bulunamamıştır.

2013 yılında yapılan bir çalışmanın amacı, bir akışkan rezin kompozit olan Vertise Flow'un (Kerr, Orange, CA, ABD), mineye sıyırma bağlanma dayanımını ve başarısızlık dağılımını değerlendirmektir. Vertise Flow'un gösterdiği basitleştirilmiş kullanım ve yeterli erken braket bağlanma kuvveti, ortodontik braket bağlama için kullanımını teşvik etse de, bu çalışmada termal siklattan sonra retansiyonda kaydedilen azalmanın, klinik açıdan bağlanma dayanıklılığı konusunun kapsamlı bir şekilde ele alınması gerektiğini göstermektedir[89].

Pick ve diğerleri[90] 2010 yılında yaptıkları çalışmada; metal ortodontik braketleri sığır minesine yapıştırmak için kullanılan akışkan rezin kompozitlerin(3M Flow; Tetric Flow; ve Wave) düşük ortalama çekme bağlanma dayanımı(Tensil Bond Strength-TBS) değerlerine ancak kabul edilebilir ARI skoruna sahip olduğu sonucuna ulaşmıştır. Klinik açıdan, yüksek ortodontik streslere maruz kalınması nedeniyle, akışkan kompozitlerin braket yapıştırma için uygun olamadığı belirtilmiştir.

Kumar ve diğerleri[91] 2013 yılında yaptıkları çalışmada bir akışkan kompozit olan Admire Flow'un(Voco, Cuxhaven, Germany), yeterli bağlanma gücü ve biyouyumluluk özellikleri nedeniyle alternatif bir bağlanma sistemi olarak kabul edilebileceğini belirtmiştir.

Krishnan ve diğerleri[92] 2017 yılında yaptıkları randomize klinik çalışmada, Transbond XT(3M,Monrovia, Calif) ve bir akışkan kompozit(Heliosit Orthodontic, Ivoclar Vivadent AG, Schaan) ile yapıştırılan braketlerin başarısızlık oranını sırasıyla %8,1 ve %6 olarak tespit edilmiştir. Her iki sistem de klinik olarak kabul edilebilir bağlanma başarısızlık oranlarına sahiptir.

2.1.5. Yapıştırıcı adeziv polimerizasyonu için kullanılan ışık kaynakları

Bonding uygulamalarında genellikle hızlı sertleşen ve ışıkla polimerize olan kompozit adeziv rezinler kullanılmaktadır. Sabit ortodontik tedavilerde doğru braket konumları büyük önem arz ettiğinden braketler diş üzerine yerleştirildikten sonra ışıkla hızlıca polimerize edilmelidir. Bu amaçla günümüze kadar çeşitli ışık kaynakları geliştirilmiştir.

Quartz tungsten halojen ışık kaynakları

Işıkla sertleşen kompozit adeziv rezinlerde polimerizasyon, ışık kaynağı tarafından yapıştırıcı içerisindeki reaksiyon başlatıcının aktiflenmesiyle başlamaktadır. Işıkla polimerize olan kompozit adezivlerde reaksiyon başlatıcı olarak genellikle kamforokinon kullanılmaktadır. Kamforokinon ışığa en fazla 468 nm dalga boyunda reaksiyon vermektedir ve 410 nm ile 490 nm aralıkta dalga boyundan etkilenmektedir[93].

Adeziv polimerizasyonu için üretilen ışık kaynaklarından halojen ışık kaynakları özellikleri şu şekilde sıralanabilir[94-96].

- Halojen ışık kaynakları tarafından yayılan ışığın dalga boyu 400 nm ile 520 nm arasında değişmektedir.
- Halojen ışık kaynakları elektrik enerjisini ışık enerjisine çevirmesi içerisinde yer alan tungsten lamba telinin ısınmasıyla gerçekleşmektedir. Çalışırken oluşan ısı ışık reflektörü, ışık filtresinin zarar görmesine ve cihazın bozulmasına neden olabilir. Bu nedenle cihaz içinde soğutma için fan yer almaktadır. Soğutma fanı sesli çalışmaktadır ve bu durum dezavantaj olarak sayılabilir. Soğutma fanı olmasına rağmen halojen ışık kaynaklarında ışınların çoğu ısı olarak açığa çıkmaktadır. Açığa çıkan ısı zaman geçtikçe cihaz içerisindeki ampulün bozulmasına neden olabilir ve belli aralıklarla kontrol edilip değiştirilmeleri gerekmektedir.
- Halojen ışık kaynaklarını güç ünitesine bağlayan bir ara kablo yer almaktadır. Ara kablo bağlantısı klinik kullanım sırasında uygulama bölgesine ulaşımı zorlaştırabilir. Braketlerin yapıştırılmasında adeziv polimerizasyonu için ışık kaynağı mümkün oldukça dişe yakın konumlandırılmalıdır. Bu nedenle ara kablo bağlantısı dezavantaj olabilmektedir.
- Işık kaynağı için kullanılan filtreler, sadece kamforokinonun aktiflenmesini sağlayan dalga boyundaki mavi ışık geçirmesini sağlar.
- Halojen ışık cihazları ortalama bir braketi yapıştırmak için 40 sn uygulanmaktadır. Bu süre ağız içi uygulamalar için uzun bir süredir.

Halojen ışık cihazlarının, kullanım ömürlerinin kısa olması(40-100 saat), açığa çıkan enerjinin ısı olarak kaybedilmesi, zamanla ışık filtresi ve ışık reflektörünün zarar görmesi, polimerizasyon için gereken sürenin uzun olması gibi dezavantajlar yeni ışık kaynaklarının geliştirilmesine yol açmıştır[97, 98].

Xenon plazma ark ışık kaynakları

Plazma ark ışık kaynakları halojen ışık kaynaklarına göre daha kısa sürede adeziv kompozit rezinleri sertleştirmek amacıyla geliştirilmiştir. Plazma ark ışık kaynakları içerisinde xenon lambalar yer almaktadır[99].

Plazma ışık kaynakları özellikleri şu şekilde sıralanabilmektedir[100-102];

- Plazma ışık kaynaklarından oluşan dalga boyu genişliği 380 ile 500 nm arasında değişmektedir.
- Plazma ışık kaynaklarının gücü 2500 miliwatt/santimetrekare(mW/cm²) 'ye kadar yükselebilmektedir. Işık kaynaklarının gücünün yüksek olması, polimerizasyonun etkinliğini artırarak, uygulama süresini azaltmayı amaçlamaktadır. Ancak sertleşme reaksiyonunun hızlı bir şekilde yapılması polimerizasyon büzülmesine neden olarak kompozit materyalin mekanik ve fiziksel özelliklerini olumsuz etkileyebilmektedir.
- Plazma ışık kaynakları pahalı cihazlardır.
- Plazma ışık kaynakları güçlü oldukları için uzun süre uygulanmaları ısının aşırı artmasına neden olabilmektedir.
- Plazma ışık kaynakları ile ortalama 5-6 sn polimerizasyon yapılması yeterli olmaktadır.

LED ışık kaynakları

1995 yılında Mills ve diğerleri[103], halojen ışık kaynaklarının eksikliklerinin üstesinden gelmek için ışık yayan diyot (LED) teknolojisini önermiştir.

Led ışık kaynakları özellikleri şu şekilde sıralanabilir[96, 104, 105];

- Led ışık kaynakları 440 ile 480 nm arasında dalga boyunda ışık yayarlar. Dar bir ışık spektrumuna sahip olup adeziv polimerizasyonu için başlatıcı olan kamforokinonun aktiflenmesinde etkilidir.
- Adeziv polimerizasyonu için uygulanan süreleri kısadır. 20 sn ışıkla polimerizasyon yeterli olmaktadır.

- Adeziv polimerizasyonu sırasında ısı açığa çıkarmazlar ve pulpa sağlığını tehlikeye sokmazlar.
- Soğutucu fan sistemleri yoktur ve sessiz çalışmaktadır.
- Led ışık kaynaklarında herhangi bir ışık filtre gereksinimi yoktur.
- Kablosuz kullanılabildiği için kolayca taşınabilir ve etkili şekilde kullanılabilmektedir.
- Klinik olarak kullanım ömürleri oldukça uzundur ve yaklaşık 10.000 saattir.

Argon lazer ışık kaynakları

Diş hekimliğinin birçok alanında kullanılan lazer sistemlerinden argon lazer sistemleri kamforokinonu aktive ederek sertleşme reaksiyonunun başlamasını sağlamaktadır[106].

Argon lazer ışık kaynakları özellikleri şu şekilde sıralanabilmektedir[107, 108];

- Argon lazerler genellikle 400 ile 500 nm arasında dar bir dalga boyu aralığında ışık yaymaktadır.
- Argon lazerlerin ışık gücü fazladır ve ışık dalgalarını sabit dalga boyunda ve paralel olarak ileterek adezivin her yerine eşit yoğunlukta polimerizasyon oluşturmaktadır. Bu şekilde hızlı bir şekilde polimerizasyon oluşmasına rağmen adezivin fiziksel ve mekanik özellikleri olumsuz etkilenmemektedir.
- Argon lazerler polimerizasyonu sırasında çok fazla ısı oluşturmazlar.
- Argon lazer sistemleri büyük cihazlardır ve pahalı sistemlerdir.

2014 yılında yapılan bir çalışma farklı ışık kaynaklarını karşılaştırdıkları çalışmada bağlanma dayanımları arasında fark bulamamıştır[109].

Led ışık kaynakları kolay taşınabilir olması, yeterli polimerizasyon sağlayabilmesi, güvenli ve etkili olması nedeniyle klinik kullanımda tercih edilmektedir. Led ışık kaynakları üzerine yapılan bir çalışma 20 sn ile 40 sn ışık uygulama süresinin bağlanma dayanımı arasında fark bulamamıştır[93]. Son zamanlarda 20 sn'den daha kısa polimerizasyon sağlayan ve klinik çalışma süresini azaltan teknolojik yeni led ışık cihazları geliştirilmiştir. İn vitro bağlanma kuvvetlerine ilişkin yapılan çalışmalar, braket bağlamanın bir Elipar Led ile 10 sn ışıkla polimerizasyonu ve bir Valo Led ile 3 sn ışıkla polimerizasyonu ile güvenli bir şekilde

gerçekleştirilebileceğini göstermektedir. Daha kısa sertleşme süresi ile kullanılan yüksek yoğunluklu led ışık, koltukta kalma süresinin kısalması nedeniyle bir avantaj olarak değerlendirilebilir[110, 111].

2.1.6. Ortodontik tedavide kullanılan braket çeşitleri

Sabit ortodontik tedavide dişe kuvvet uygulanmasını sağlayan en önemli elemanlar braketlerdir. Braketler;

- Ekonomik olmalı,
- Mine yüzeyine yeterli bağlanma göstermeli ve uygulanan kuvvetleri dişlere uygun şekilde iletmeli,
- Dişlere uygun eğim, tork değerlerine sahip olmalı ve slotlarda sürtünme değerleri düşük olmalı,
- Alerji ve toksisite göstermemeli,
- Temizlenebilmesi kolay, estetik olmalı, korozyon göstermemeli,
- Tekrar kullanılabilmesi için geri dönüştürülebilmeli,
- Debonding yapılırken mine yüzeyine zarar vermeden çıkarılabilmelidir[9, 112, 113].

Braketlerin bu özelliklere sahip olması beklenirken farklı materyalden üretilen plastik, seramik ve paslanmaz çelik braket çeşitleri vardır. Plastik, seramik ve paslanmaz çelik braketler farklı özelliklere sahiptir, birbirlerine göre avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır[114].

Paslanmaz çelik braketler

Paslanmaz çelik braketler, karbon, krom, nikel, manganez, azot, molibden, titanyum, fosfor, bakır, selenyum gibi temel elementlerin alaşımlarından oluşmaktadır. Yapısındaki karbon alaşımının sertlik ve dayanıklılığını belirlerken karbon miktarının artması korozyona karşı direnci azaltır. Krom ve nikel korozyona karşı direnci artırırken intraoral kullanımda nikel iyonu salınımı gözlenebilmektedir. Nikel alerji reaksiyonlarında en temel etken olduğu için braket materyalinin korozyona yeterli direnç göstermesi ve iyon salınımının minimum olması gerekmektedir.

Bu nedenle korozyon direnci yüksek, üretimi ekonomik ve kolay şekillendirilebilir olan osteonitik paslanmaz çelik üretilmiştir[115]. Osteonitik paslanmaz çelik ortodontik braketlerin üretiminde en yaygın kullanılan materyaldir. Paslanmaz çelik alaşımların bileşimine göre AISI (American Iron and Steel Institute)'ye göre numaralandırılmışlardır ve 316L tip, ortodontik braket üretiminde yaygın kullanılan osteonitik paslanmaz çeliktir[116-118].

Paslanmaz çelik braketler;

- Yeterli fiziksel ve mekanik dayanıklılığa sahiptir.
- Ekonomiktir ve kolay temizlenebilir.
- Estetik değildir.
- Tükürük içerisine iyon salınımı(nikel) olabilir[112].

Ortodontik paslanmaz çelik braketlerin üretimi 4 farklı teknikle yapılmaktadır;

1. Çekme veya frezleme tekniği: Bu üretim tekniği daha önce tasarlanan braket yapısına göre çelik yapıyı dayanıklı, kesici aletlerle freze ederek oluşturmaktadır. Oluşturulan braket gövdesine, braket tabanına lehimlenerek braket üretimi tamamlanır. Çekme tekniğiyle braket üretimi tek parça ya da ayrı parçalar şeklinde yapılabilir. Pahalı bir tekniktir ve bu teknikte üretime bağlı hatalar olabilmektedir[115].
2. Döküm tekniği: Döküm tekniğiyle braket üretiminde üretilecek braket tasarımının kalıbı hazırlandıktan sonra sıvı hale getirilen metal alaşım kalıp içine gönderilir. Döküm tekniğinde pöröz ya da çapak oluşumu söz konusu olabileceği gibi slot kenarlarında pürüzlü alanlar görülebilir[112].
3. Metal enjeksiyonla kalıplama tekniği: 1980 yıllarda ortaya çıkarılan bu teknik son yıllarda braket üretiminde en sık kullanılan tekniktir. Metal enjeksiyon tekniğinde kullanılan metal tozları, kayganlaştırıcılar, bağlayıcılar ile homojen kıvamda bir alaşım oluşturulur[119]. Oluşturulan homojen karışım enjeksiyonlu kalıplama makinesiyle kalıplanmaktadır. Metal enjeksiyon tekniğinde kalıp %17-22 oranında büzülme gerçekleşeceği düşünülerek büyük hazırlanmalıdır. Sinterleme işlemi sırasında ortalama bu oranda büzülme oluşmaktadır[120].

Bu teknik özellikleri;

- Ekonomik olması,
- Fiziksel ve mekanik özellikleri yeterli braket üretimi yapılabilmesi,
- Braketin tek parça olarak üretilmesi ve lehim işlemine gerek kalmaması,
- Üretilen braketlerde korozyon oluşmasının düşük olması,
- Üretilen braketlerde iyon salınımı az olması,
- Braket üzerinde pöröz oluşma riski olması,
- Üretim sonrası braket yüzeyine düzeltme gerekmesi olarak sayılabilir[115, 121].

Sabit ortodontik tedavide sıklıkla kullanılan paslanmaz çelik braketlerin dişlere adeziv ile bağlanması taban yapılarının mikromekanik kilitlenmesi ile olmaktadır. Estetik beklentilerle birlikte braket tasarımı küçüldükçe braket taban alanında da küçülmeye gidilmiştir. Bağlanmayı artırmak için metal braketlerin taban tasarımları yüzey alanını artırmayı amaçlamıştır. Bu nedenle farklı taban tasarımları geliştirilmeye başlanmıştır. Bu taban tasarımları; “perforated”(delinmiş taban), “foil-mesh”(ağ taban), “milled”, “integral”(horizontal oluklu taban), “photoetched”(asitle pürüzlendirilmiş), “kuvars”, “lazerle pürüzlendirilmiş” tabanlar olarak sayılabilir[122-124]. Foil-mesh tabanlar, metal braket taban tasarımlarından tutuculuğu artırmak için en yaygın kullanılandır. Foil-mesh tabanları, mesh boyutlarında 60, 80, 100 gauge gibi çeşitli modifikasyonlar yapılmaktadır[125]. Dickinson ve diğerleri[126] yaptıkları çalışmada farklı mesh boyutlarının bağlanma dayanımını etkilemediğini bulmuştur.

4. Sinterleme tekniği: Paslanmaz çelik braketler ve seramik braketlerin üretilmesini sağlayan sinterleme tekniği basınçla metal tozlarını birbirine yaklaştırdıktan sonra vakumlu fırınlarda erime sıcaklığı altında ısıtılmaktadır. Braketlerin kanatları, slotları gibi parçaların hassas bir şekilde üretilmelerine imkân tanır. Oluşturulan braket kanat, tabanı gibi parçalar sonrasında lehimlenerek braket tek parça durumuna getirilebilmektedir[112, 115, 127].

Plastik braketler

Günümüzde estetik beklentilerin artması yetişkinlerinde sabit ortodontik tedavilere yönelimlerini artırmıştır. Yaygın kullanılan metal braketlere alternatif olarak estetik şeffaf plastik braketler geliştirilmiştir. Plastik braketlerin temel üretim malzemesi polikarbonattır. Polikarbonattan üretilen braketler paslanmaz çelik braketler kadar aşınmaya dirençli ve dayanıklı değildir. Ayrıca intraoral kullanım başlamasıyla tükürük absorpsiyonu yaptığı ve buna bağlı olarak zamanla mekanik özelliklerinin azaldığı gözlenmiştir. İntraoral sıvı emilimine bağlı olarak plastik braketlerde renk değişikliği, kötü koku oluşması, bakteriyel adezyon gibi olumsuzluklar ortaya çıkmaktadır. Mekanik özelliklerinin zayıflamasına bağlı olarak braket kanatlarında kırılmalar, slotlarda deformasyon oluşması söz konusu olabilmektedir. Ayrıca braket slotunda yerleştirilen teller ile paslanmaz çelik braketlere göre daha fazla sürtünme olmaktadır. Slotta oluşabilecek deformasyon diş hareketlerinin kontrolünü güçleştirmektedir. Bu dezavantajların üstesinden gelebilmek için plastik braket üretiminde çeşitli modifikasyonlar yapılmıştır. Buna rağmen plastik braketlerin uzun süre devam etmeyecek, hafif kuvvetlerin uygulanacağı vakalarda tercih edilmesi önerilmektedir[128-130].

Seramik braketler

Estetik beklentileri karşılayabilmek, plastik braketler gibi dezavantajlara sahip olmayan şeffaf ya da yarı şeffaf olarak üretilen seramik braketler 1980 yıllarında ortodonti kliniğine girmiştir. Seramik braket yapısı, cam, alüminyum oksit, kilden oluşmaktadır[131].

Seramik braketlerin genel özellikleri;

- Estetiktir ve iyi bir renk stabilitesine sahiptir.
- Seramik braket oldukça serttir ve aşınmaya karşı dayanıklıdır.
- Seramik braket kanat yapıları tellerin slotta yerleştirilmesi, çıkarılması esnasında kırılabilmektedir.
- Debonding yapılırken seramik braketler kırılabilir, diş minesi yüzeyinde çatlak oluşumu gibi hasarlar verebilir.

- Seramik braketler, çeşitli taban tasarımlarına(düz yüzeyli, girintili yüzeyli, camsı partikül içeren, epoksi rezinle hazırlanmış tabanlar v.s) sahip olabilirler. Bu taban tasarımları mine yüzeyine mekanik bir bağlantı sağlarken, adeziv ve mine arasına sürülen silan materyali kimyasal bir bağlantı sağlamaktadır.
- Alüminyum oksit, zirkonyum veya kalsiyum fosfat yapısında olarak 3 farklı seramik braket çeşidi yer almaktadır. Her 3 seramik braketin de farklı özellikleri bulunmaktadır[132-135].

2.2. Ortodontik Tedavide Kopan Braketlerin Yeniden Yapıştırılması

Sabit ortodontik tedavide başarılı olabilmenin en önemli basamaklarından biri braketlerin mine yüzeyine yeterli bağlanma sağlamasıdır. Braketlerin bağlanma dayanımının yüksek olması istense de tedavi bitiminde çıkarılırken mine yüzeyine zarar vermeyecek ideal bir bağlanma dayanımına sahip olması istenmektedir. İncelenen literatürde 6-8 Mpa bağlanma kuvveti yeterli ve ideal olarak bildirilmiştir[136].

Sabit ortodontide karşılaşılan kaçınılmaz problemlerden biri de braket kopmalarıdır. İyi bir klinik tedavide braket başarısızlık oranı % 6'yı geçmemelidir[137]. Ancak sistematik bir derlemede % 0.6 - 28.3 braket başarısızlık oranı bildirilmiştir[138].

Hasta ve klinisyenle ilgili çok sayıda faktör, braket başarısızlığı insidansını etkiler. Hastayla ilgili faktörler arasında önceden var olan mine veya dentin kusurları, tedaviye uyum, ağız hijyeni, artmış overbite'a bağlı prematür temaslar yer alır. Mine pürüzlendirme tipi, asit konsantrasyonu, primer tipi, kompozit rezin tipi, ışık kaynakları tipi, sertleşme süresi, braket tipi gibi klinisyenle ilgili faktörler ve ortodontik tedavi öncesi yapılan beyazlatma işlemi braket başarısızlık oranını etkileyebilir [139-143].

Çeşitli nedenlere bağlı olarak meydana gelen braket başarısızlığı durumunda ya da klinisyen konumunu uygun bulmadığı braket pozisyonunu değiştirmek istediğinde aynı braketin tekrar yapıştırmayı tercih edebilir. Kopan bir braketin tekrar yapıştırılmadan önce hem mine yüzeyi hem de braket tabanı temizlenmeli ve hazırlanmalıdır. Mine yüzeyini ve braket tabanını temizlemek için literatürde çeşitli yöntemler tanımlanmıştır. Literatürde yeniden kullanılan braketlerin bağlanma dayanımına ilişkin fikir birliği yoktur. Bazı çalışmalar ilk kullanıma

benzer bağlanma dayanımı bildirirken bazı çalışmalar daha düşük bağlanma dayanımı bildirmiştir [144-146].

2.2.1. Mine yüzeyinde artık adezivin temizlenmesi

İdeal adeziv yapıştırıcı braketlerin intraoral fizyolojik kuvvetlere dayanacak kadar yüksek, mine yüzeyinden temizlenirken minede hasara neden olmayacak şekilde ideal bağlanma sağlamalıdır. Birçok çeşitli yöntem adezivi etkili çıkarabilmek ve mine yüzeyine zarar vermemek için geliştirilmiştir. Her yöntemin kendine göre avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır.

El aletleri ile temizleme

Mine yüzeyini temizlemek için küret, pens gibi el aletleri kullanılmıştır. Küretler temel olarak peridodontal diş taşı temizliği için üretilmiş olsalar da mine yüzeyinden yapıştırıcı artığını temizlemek için de kullanılabileceği düşünülmüştür. Bu amaçla kazıma yapılacak şekilde artık yapıştırıcının mine yüzeyinden ayrılması planlanmaktadır. Ancak adeziv sistemlerdeki gelişmeler ile birlikte mineye bağlanma kuvveti artmaktadır. Küret gibi bir aletle kazıma yapılması, yapıştırıcıyı çıkarırken mine yüzeyine hasar verebileceği (minede çizikler oluşturması), minede kopmalara sebep olabileceği bildirilmiştir. Mine yüzeyi temizliğinde en önemli beklentilerden biri mineye hasar vermemek olduğundan küret ile temizleme yöntemi önerilmemektedir. Diğer geliştirilen bir pens, dişlerin okluzaline oturan plastik parçaya ve bıçak şeklinde tungsten karbid bir uca sahiptir. Okluzale yerleştirilen parçadan sonra bıçak kısmı dişetinden okluzale doğru sıyırma kuvveti uygulayarak mine yüzeyinden artık adezivi temizlemektedir. Küret ile temizlemede olduğu gibi pens ile temizleme sırasında da mine yüzeyine hasar verilme ihtimali oldukça yüksektir. İncelenen literatürlerde el aletleri ile yüzey temizleme önerilmemektedir[147-149].

Ultrasonik temizleme

Ultrasonik cihazlar bir saniye içinde 25 kilohertz(kHz) üzerinde frekansta titreşimler yayarak mine üzerindeki yapıştırıcı artığın temizlenmesini sağlamaktadır. Elektrik enerjisi ile çalışan bu cihazlar mekanik olarak ucu üzerinde 25.000 ile 40.000 arasında titreşimler oluşturarak

etki gösterirler. Ultrasonik temizleyiciler artık yapıştırıcının temizlenmesini etkin olarak gerçekleştirebilir. Ancak çalışırken açığa çıkan ısıнын pulpanın canlılığını olumsuz etkileyebilmesi, mine yüzeyinin temizlenmesinin uzun zaman alması, temizleme sırasında mine yüzeyine hasar verebilmesi ve pahalı sistemler olması bu yöntemin dezavantajlarıdır[147, 150, 151].

Kumlama ile temizleme

Kumlama ile mine yüzeyinin temizlenmesinin minimal invaziv süreci alüminyum oksit partikülünün, mineye belli basınçla parçacıkların yönlendirilmesini içerir. Ortalama 270 gigapascal(GPa) basınçla, 27-50 mikron boyutunda alüminyum oksit partikülleri ile mine yüzeyi temizlenmesi sağlanabilmektedir[152]. Cook ve diğerleri[153], alüminyum oksit partikülü ile aşındırma tekniğinin sağlam mine üzerindeki artık ortodontik adeziv rezini uzaklaştırmak için kullanılabileceğini belirtmektedir.

Biyoaktif camlar toz halinde, havayla aşındırma ünitelerinde alüminyum oksit partikülü yerine kullanılabilir. 45S5 biyoaktif cam için Young modülü (katı fiziğinde bir katının sertliğini ölçmede kullanılan birim) 35 GPa'dır ve Vickers Sertlik Sayısı (VHN- materyalin bir yük altında dayanıklılığını ve deformasyona karşı direncini ölçen birim) 458'tür. Young modülü ve Vickers sertlik sayısı her ikisi de alüminyum oksit partikülden daha düşüktür. Biyoaktif cam parçacıklarının azaltılmış sertliği ve daha kırılğan doğasının, mine ile karşılaştırıldığında adeziv için daha yüksek bir oranda temizleme sağlamak için kullanılabileceği ve böylece ortodontik artık rezini daha seçici bir şekilde çıkarabileceği düşünülmektedir[154, 155].

Banerjee ve diğerleri[152] yaptıkları çalışmada biyoaktif cam ile aşındırma tekniğinin klinik pratiğe dönüştürülürse, minede düşük hasarın öngörülebilirliği olacağını bildirmiştir. Aşındırıcı biyoaktif cam akışının seçici doğası, bu tekniği bir döner aletinkinden daha az operatöre bağımlı hale getireceği belirtilmiştir. Yanlışlıkla yumuşak dokuya gömülse bile nihayetinde çözünen biyoaktif tozların kullanılması, bu tekniği çok güvenli bir hale getirmiştir.

Döner aletler ile temizleme

Diş hekimliğinin temel aletleri olan yavaş veya hızlı turlu, su soğutmalı veya susuz çalışılabilen döner aletler kavite preparasyonu, protetik diş kesimi yapılabilmesi amaçlı kullanılabildiği gibi mine yüzeyinin temizlenmesi için ortodontik amaçlı olarak kullanılabilmektedir. Döner aletler paslanmaz çelik frezler, tungsten karbid frezler, elmas frezler, kompozit frezler, diskler veya lastikler ile kullanılarak mine yüzeyi temizlenmesi sağlanmaktadır. Su soğutmalı sistemlerin kullanılması hızlı döner aletlerin oluşturduğu ısının hem pulpaya hem de mine yüzeyine zarar vermesine engel olup daha güvenilir olmaktadır[8].

Paslanmaz çelik frezler

Paslanmaz çelik frezler, diş hekimliğinde dental çürük temizlenmesinde ve restoratif kavite hazırlanması amacıyla kullanılmaktadır. Sertlik ve dayanıklılıkları az olan paslanmaz çelik frezlerin mine yüzeyinde artık adeziv temizlenmesi zaman almaktadır. Verimliliği düşük olan paslanmaz çelik frezler hızlı bir şekilde keskinliğini yitirmesi ve ortodontide çalışma süresini uzatması nedeniyle önerilmemektedir[147, 148].

Tungsten karbid frezler

Debonding işlemlerinden sonra mine yüzeyinde kalan artık yapıştırıcının temizlenmesi için en yaygın kullanılan ve altın standart olarak önerilen tungsten karbid frezler oldukça yüksek bir sertliğe sahiptir. Artık yapıştırıcının temizlenmesinde etkin olan tungsten karbid frezlerin sertlikleri nedeniyle mine yüzeyinde hasar oluşturma dezavantajı olabilir. Ancak diğer yüzey temizleme yöntemleri ile karşılaştırıldığında mine yüzeyinde oluşturduğu hasarın daha az olduğu konusunda fikir birliği vardır[2, 156, 157].

Tungsten karbid frezlerin farklı bıçak sayısına sahip olması, kullanıldıkları döner aletlerin devri, soğutma şekli açısından etkinliklerini ve mine hasarı açısından değerlendirilen farklı çalışmalar yer almaktadır. Zachrisson ve diğerleri[158] yaptıkları çalışmada 30.000 rpm(1 dakikadaki devir sayısı) devirde karbid frez ile temizlemenin etkili ve yeterli bir mine yüzeyi elde ettiğini belirtmiştir.

Yüzey temizleme için kullanılabilir tungsten karbid frezlerin bıçak sayısı 8 bıçaktan 30'a kadar değişebilmektedir[45, 159, 160]. Zarrinia ve diğerleri[161] yaptıkları çalışmada 12 bıçaklı tungsten karbid frezin yüzey temizlemede etkin olduğunu ancak mine yüzeyinde hasar oluşturduğunu belirtmiştir. Radlanski ve diğerleri[162] ise 8 bıçaklı tungsten karbid frez ile temizlemenin mine yüzeyine verdikleri zararın en az olduğunu belirtmiştir. Yüksek turda döner aletlerle kullanılan 8 bıçaklı tungsten karbid frezin etkin olduğu da belirtilmiştir. Yetkiner ise 6, 8 ve 16 bıçaklı tungsten karbid frezler ile mine yüzeyi temizlemede bıçak sayısı açısından mine hasarı açısından farklılık olmadığını, asıl belirleyici olanın döner aletlerin devri olduğunu belirtmiştir[163].

Yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi açısından Campbell[160], Rouleau ve diğerleri[164] aeratör ile karbid frezin su soğutması altında kullanılmasının dişin canlı dokusu pulpanın sağlığını tehdit etmeyeceğini belirtmiştir. Döner aletlerde su soğutması olmadan kullanılan yöntemlerin pulpada daha fazla ısı açığa çıkardığı ve pulpanın sağlığını tehdit ettiğini bildirilmiştir. Uysal ve diğerlerinin[165] çalışmasında, su soğutmasız yüksek hızda döner aletler ve tungsten karbid frez ile artık rezin temizlemenin pulpa sağlığı için kritik olan 5,5°C değerini aşan sıcaklık artışlarına neden olduğu ve su soğutmasız çalışılmaması gerektiği belirtilmiştir.

Elmas frezler

Elmas frezler, tungsten karbid frezlere göre mine yüzeyi kesme etkinliği oldukça yüksek olup kavite preparasyonu yapılması, diş preparasyonu yapılması gibi çeşitli amaçlarla kullanılmaktadır. Farklı şekil, kalınlık, gren boyutunda üretimleri yapılmıştır. Mine yüzeyinden adezivi etkin bir şekilde kaldırırken, mine yüzeyinden de aşındırma yapılması söz konusudur. Mine yüzeyine belirgin hasar vermesi ve oluşturduğu pürüzlülük nedeniyle kullanılması önerilmemektedir[18, 166].

Kompozit frezler

Fiber glass kompozit frezler zirkon partikül ile güçlendirilerek tungsten karbid frezlere göre daha az mine pürüzlülüğü oluşturması ve alternatif etkili bir artık rezin temizleme yöntemi olarak kullanılabilmesi için geliştirilmiştir. Mine yüzeyine hasar vermeden artık rezin

üzerinde aşındırıcı etki elde edildiği bildirilmiştir[167]. Osorio ve diğerleri[168], yaptıkları çalışmada en pürüzsüz mine yüzeyinin kompozit bitirme frezi ile elde edildiğini bildirmiştir. Karan ve diğerleri[167] yaptıkları çalışmada, fiber glass kompozit frezlerin yapıştırıcı artık rezinin temizlenmesinin daha uzun sürede gerçekleştirdiğini belirtmişlerdir.

Diskler

Tedavi bitim aşamasında polisaj frezi olarak kullanılan aşındırıcı partiküller içeren şerit şeklinde üretilen materyallerdir. Genellikle tek kullanımlık olan diskler, 7 μm 'dan 100 μm ' a kadar alüminyum oksit partikülleri içerirler. Osorio ve diğerleri[168], yaptıkları çalışmalarında mine yüzeyinde en fazla pürüzsüzlüğün kompozit bitirme ve polisaj diskleriyle elde edildiği belirtilmiştir. Kullanılan tüm materyallerin mineye hasar vermeden yapıştırıcı adezivi temizlemenin mümkün olmadığı bildirilmiştir.

Abraziv lastikler

Yapısında alüminyum oksit, elmas, silikon dioksit veya zirkonyum oksit gibi abraziv özellik kazandıran farklı boyut, şekillerde üretilen lastikler yapıştırıcı artık rezinin temizlenmesi sonrası düşük turlu döner aletlerle kullanılmaktadır. Tungsten karbid frez sonrası mine yüzeyi pürüzlülüğünü azaltmak amacıyla kullanılmaları önerilmektedir[169]. Braket debonding ve artık resin temizlenmesi sonrasında frezlerin mine yüzeyinde istenmeyen zararlara neden olabileceği ve mine pürüzlülüğünün giderilmesi için polisaj gerektiği belirtilmiştir. Abraziv lastiklerin polisaj amaçlı kullanımı önerilmiştir[160].

2.2.2. Braket tabanında artık adezivin temizlenmesi

Sabit ortodontik tedavinin devamının en önemli kurallarından biri braketlerin diştan ayrılmamasıdır. Hastaların tedavi sırasında dikkat etmesi gereken yeme içme kurallarına uymaması nedeniyle oluşan uygun olmayan okluzal kuvvetler braketlerin mine yüzeyinden ayrılmasına neden olabilmektedir. Ayrıca bazı durumlarda hekim konum değişikliği oluşturmak için kendi isteğiyle braketi diş yüzeyinden koparabilmektedir. Çeşitli nedenlerle diş yüzeyinden ayrılan braketlerin tekrar yapıştırılabilmesi mümkün olabilmektedir.

İncelenen literatürlerde bildirildiği üzere, kopan braket yerine yeni bir braket kullanılması tedavi maliyetini artırmaktadır[170].

Braketlerin yeniden kullanılabilir hale gelmesi için braket tabanında yer alan yapıştırıcı artığı etkili bir şekilde temizlenebilmelidir. Braket tabanının etkili bir şekilde temizlenmesi tekrar kullanımda yeterli bağlanma dayanımı sağlanması açısından önemlidir. Braket tabanı temizlenirken uygulanan yöntemin braket tabanı ve slot yapısına zarar vermemesine dikkat edilmelidir[171].

Braketlerin geri dönüştürülmesi için günümüze kadar, yakma, freze etme, lazer, kimyasal ajanlarla temizleme ve kumlama yöntemi gibi çeşitli teknikler kullanılmıştır[135, 172, 173].

Yakma yöntemi

Braketlerin geri dönüşümünde kullanılan yöntemlerden biri olan yakma yöntemi, bir dental bek üzerinde braket tabanında kalan artık yapıştırıcının yakılarak temizlenmesini sağlamaktadır. Artık adeziv yakıldıktan sonra dental sond yardımıyla braket tabanından uzaklaştırılabildiği gibi, yakma yöntemi sonrası kumlama yapılarak kombine bir yöntem olarak da uygulanabilir[146]. Yakma yöntemi sonrası braket üzerinde oluşan oksit tabakasının kaldırılması amacıyla ultrasonik temizleme ve takiben elektrolitik polisaj yapılması önerilmektedir. Çünkü yakma yöntemi sonrası oluşan korozyon, Fe, Cr, Ni gibi metal alaşımdaki iyonların tükürüğe geçişini artırabilir ve bu iyonlar alerjik, toksik ve karsinogenik olabilmektedir[174, 175].

Yakma yöntemi braket tabanından adezivi uzaklaştırmada etkili bir yöntem olsa da Chetan ve diğerleri[176], braketlerin fiziksel özelliklerini olumsuz etkilediğini belirtmiştir. Yöntemin braket yeniden kullanımı amacıyla birden fazla kullanımında braket sertliği azalabilirken, slot boyutlarında değişiklikler olabileceği göz ardı edilmemelidir[177].

Freze etme yöntemi

Braket tabanında kalan artık adeziv temizlemek amacıyla düşük hızlı veya yüksek hızlı döner aletlerle yeşil taş, tungsten karbid frez, elmas frezler kullanılabilmektedir. Bu yöntem artık

adezivin tamamını braket tabanından temizlemekte yeterli olmamakla birlikte braket mesh tabanından aşındırma yaparak tutuculuğun azalmasına neden olabilmektedir. Yapılan araştırmalar freze etme yöntemiyle tekrar yapıştırılan braketlerin hem orijinal braketlere hem de diğer yöntemlere göre daha düşük bağlanma dayanımı gösterdiğini bulmuştur[173, 178].

Lazer yöntemi

Son zamanlarda diş hekimliğinin birçok alanında kullanılmaya başlayan lazerler braket tabanından artık adeziv temizlenmesinde de kullanılmaya başlanmıştır. Kullanılan lazer sistemleri, Er,Cr:YSGG, Er:YAG ve CO₂ lazerler olarak sayılabilir[179].

Er,Cr:YSGG lazer sistemi braket tabanı temizlenmesinde etkili bir yöntem olmakla birlikte bu sistemlerin pahalı olması dezavantajıdır. Er,Cr:YSGG lazer sistemi ile temizlenen braketlerin bağlanma dayanımı, kumlama yöntemiyle temizlenen braketlerin bağlanma dayanımına benzer bulunmuştur[179]. Yapılan bir çalışmada CO₂ lazer sistemi ile braketlerin tabanında adeziv artığın tam olarak temizlenemediği ve bağlanma dayanımının diğer yöntemlerden oldukça düşük olduğu tespit edilmiştir. Er:YAG lazerin ise braket tabanını neredeyse orijinal braket tabanına benzer temizleme yapmasıyla etkili bir sistem olduğu tespit edilmiştir[177].

Kimyasal temizleme yöntemi

Braketlerin geri dönüşümünde firmalar tarafından önerilen sistemlerden biri de kimyasal solüsyonlar içinde ultrasonik cihazla braket tabanından artık adezivin temizlenmesinin sağlanmasıdır. Sonrasında braketler sterilize edilerek kullanıma hazır hale getirilir. Bir braketin birden çok kez geri dönüşümü için firmalar kimyasal solüsyon ile temizlemeyi önermektedir[112].

Kumlama yöntemi

Braket geri dönüşümünde sık kullanılan kumlama yönteminde, kumlama cihazından belirli bir basınçta farklı mikron boyutta alüminyum oksit partikülleri braket tabanına püskürtülerek artık adezivın temizlenmesi sağlanmaktadır[170, 180].

Kumar ve diğerleri[181], kumlama ile geri dönüştürülmüş braketlerin bağlanma dayanımını, braket taban tasarımı, kumlama partikülü boyutu, adeziv sistemi ve braket tabanına zarar vermeden adezivın tamamen temizlenmesinin etkili olduğunu belirtmiştir. Rutin klinik kullanımda 50 ve 90 mikron Al_2O_3 partikülü ile kumlama yapılmış ve çalışmalarda önerilmiştir. Ancak literatürde 50 ve 90 mikron Al_2O_3 partikülünün bağlanma dayanımına etkisini karşılaştıran herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Montero ve diğerleri[6] 25 μ , 50 μ ve 110 μ Al_2O_3 partikülü ile kumlama yaptıkları çalışmada boyut arttıkça, bağlanma dayanımının (SBS) azaldığı tespit edilmiştir ve kumlama partikül boyutu için 25 μ tavsiye edilmiştir. Yapılan çalışmalarda büyük partikül boyutuna sahip kumlama yapılmasının braket tabanında hasar oluşturduğu ve bağlanma dayanımının düştüğü gözlenmiştir[177]. Kumlama yöntemiyle geri dönüştürülen braketlerin bağlanma dayanımını orijinal braketlerle karşılaştıran literatürde az sayıda çalışma yer almaktadır ve bu çalışmalar çelişkili sonuçlar vermektedir. Bazı çalışmalar kumlama yöntemi ile temizlenen ve orijinal braketlerin bağlanma dayanımında istatistiksel fark bildirmemiştir[182-184]. Millet ve diğerleri[185], Rajagopal ve diğerleri[186] ve Newman ve diğerleri[187], tarafından bildirilen daha düşük SBS değerlerinin uzun süre kumlama yapılmasının braketin tabanında retantif alan kaybına neden olduğu ve braket tabanındaki hasardan kaynaklandığını belirtmiştir.

Kumlamanın braket temizlemek için kullanılmasının bağlanma dayanımına etkisini inceleyen bir meta-analiz çalışması, yöntemin SBS üzerinde ihmal edilebilir bir etkiye sahip olarak braketleri geri dönüştürmenin etkili bir yolu olabileceğini belirtmiştir. Ayrıca kumlanmış braketler ile yeni bir braket yapıştırma arasındaki SBS değerlerinin klinik olarak benzer olduğu bildirilmiştir[188].

Klinikte kullanılan geri dönüşüm yöntemlerinden olan kumlamanın, diğer yöntemlere göre etkili bir yöntem olmakla birlikte, kısa zamanda pratik olarak uygulanabilmesi ve ekonomik olması avantajıdır[189, 190].

2.3. Ortodontik Tedavide Kopan Braketlerin Artık Adeziv Skorlaması Yapılması

Ortodontik tedavi sırasında çeşitli nedenlerle kopan braketlerin adeziv kopma bölgelerinin değerlendirilmesi için Adhesive Remnant Index (ARI) adı verilen skorlama yöntemi geliştirilmiştir. Bishara ve Truiove tarafından kullanılan Adhesive Remnant Index (ARI) yönteminde 5 skor yer almaktadır[135].

Artun ve Bergland tarafından kullanılan skor sisteminde ise 3 skor yer almaktadır ve değerlendirme şu şekildedir[191];

- 0: Yapıştırıcının tamamı braket tabanında,
- 1: Yapıştırıcının %50'sinden azı diş üzerinde,
- 2: Yapıştırıcının %50'sinden fazlası diş üzerinde,
- 3: Yapıştırıcının tamamı diş üzerinde kalmıştır.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışmada Kullanılan Dişlerin Toplanması

Çalışmada önceden;

- Ortodontik tedavi amacıyla veya periodontal harabiyet sonucu çekilmiş
- Çürük lezyonu içermeyen
- Restoratif işlem görmemiş
- Herhangi bir anomaliye sahip olmayan 100 adet üst premolar diş kullanıldı.

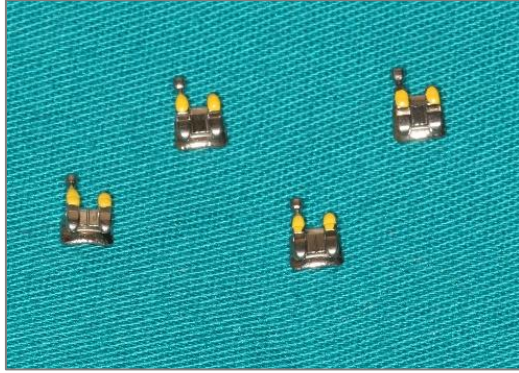
Belirtilen çekilmiş dişler, yapılacak çalışmadan bağımsız olarak ortodontik tedavi amacıyla veya periodontal hasar nedeniyle çekim endikasyonu verilmiş hastalardan, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız ve Diş Çene Cerrahisi Anabilim Dalı kliniğinden toplandı. Yeterli miktarda diş toplanana kadar çekilen dişler %0,1'lik timol solüsyonunda maksimum 3 ay olacak şekilde muhafaza edildi. Dişler oda sıcaklığında timol solüsyonunda bekletilerek kimyasal ve fiziksel olarak mine yapısının bozulmaması ve bakteri ürememesi sağlandı.

3.2. Çalışmada Kullanılan Braketler

Çalışmada 100 adet paslanmaz çelik Opal Avex 0.018 inch slot (Opal Orthodontics by Ultradent, South Jordan, Utah) Roth sistem üst birinci premolar braketi kullanılmıştır. Opal Avex braketler CNC teknolojisi ile üretilmiş olup 11.045 mm²(Coolant Proof Micrometer IP65 caliper, Mitutoyo, Aurora, IL, USA) 80 gauge mesh tabana sahiptir.

McLaughlin Rx				AveX Suite			
Patient's Right				Patient's Left			
Gingival				Gingival			
							
45	3	3	1	1	2	2	45
							
Bicuspids -2° Torque 0° Angle	Cuspid 0° Torque 0° Angle	Lateral +10° Torque 0° Angle	Central +12° Torque 4° Angle	Central +12° Torque 4° Angle	Lateral +10° Torque 0° Angle	Cuspid 0° Torque 0° Angle	Bicuspids -2° Torque 0° Angle
Occlusal				Occlusal			
							
2nd Bicuspid -12° Torque 2° Angle	1st Bicuspid -12° Torque 2° Angle	Cuspid 0° Torque 0° Angle	Anterior -6° Torque 0° Angle	Anterior -6° Torque 0° Angle	Cuspid 0° Torque 0° Angle	1st Bicuspid -12° Torque 2° Angle	2nd Bicuspid -12° Torque 2° Angle
Gingival				Gingival			
AveX MX brackets are color identified by quadrant to ensure correct bracket selection.							

Resim 3.1. AveX braket sisteminde doğru braket numara seçimi için renkler kadrana göre tanımlanmıştır (Opal Orthodontics Ortho Catalog, 2013)



Resim 3.2. Çalışmada kullanılan üst birinci premolar braketleri

3.3. Çalışmada Kullanılan Diş Yüzeylerinin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan dişler, braket yapıştırılmadan 1 hafta önce timol solüsyonundan çıkarıldı ve oda sıcaklığında su içine koyuldu. Takiben 1 hafta boyunca her gün su değiştirilerek timol solüsyonundan izolasyon sağlandı. Braketler yapıştırılmadan önce, mine yüzeyindeki tüm organik ve inorganik artıkların temizlenmesi gerekmektedir. Bu amaçla dişler su içerisinde çıkarıldıktan sonra florsuz pat ile anguldurvaya takılmış polisaj fırçasıyla düşük turda 15 sn olarak mine yüzeyi temizlendi. Uygulama sonrası 20 sn hava-su spreyi kullanılarak pat mine yüzeyinden uzaklaştırıldı.



Resim 3.3. Mine yüzeyinin temizlenmesi için kullanılan pat (Imiprint Paste, Imicryl, Türkiye) ve kıl polisaj fırçası (Imicryl Rolene, Türkiye)



Resim 3.4. Mine yüzeyinin temizlenmesi için kullanılan anguldurva (KaVo, Almanya)

3.4. Çalışmada Kullanılacak Braketlerin Diş Yüzeyine Yapıştırılması

Çalışmamızda kullanılan 100 adet üst premolar diş, braketler yapıştırıldıktan sonra instron test cihazında kırma testi yapabilmek için soğuk akrilden oluşan bloklara dik bir şekilde gömüldü. Test cihazına uyumlu blokların boyut standardizasyonu için, 25 milimetre(mm) çapında, 40 mm boyunda plastik manşonlar kullanıldı. Blokların hazırlanması sırasında diş yüzeylerine akrilik rezin bulaşmamasına dikkat edildi.



Resim 3.5. 25 mm çapında, 40 mm boyunda plastik manşona dik şekilde gömülü üst premolar dişler

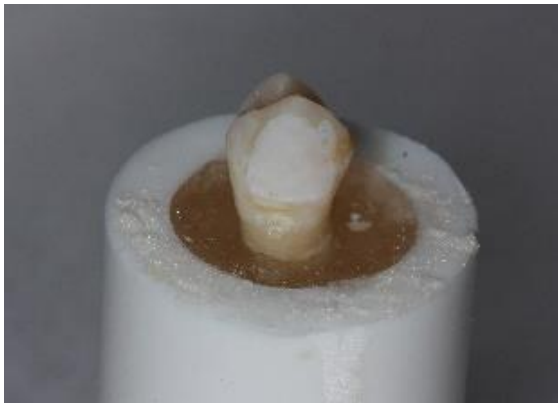
100 adet akrilik bloğa gömülü üst premolar dişler 1. aşamada 2 ana gruba rastgele olarak ayrıldı. Pat ile temizlenip, yıkanan ve kurutulan mine yüzeylerine %37'lik ortofosforik asit jel (i-GEL fosforik asit, Litvanya) 15 sn uygulandı, hava-su spreyi ile yıkandı ve 10 sn kurutuldu. Tüm dişlerin mine yüzeyinde asitlenen alanda opak tebeşirimsi yüzey gözlemlendi.



Resim 3.6. %37'lik ortofosforik asit jel (i-GEL fosforik asit, Litvanya)



Resim 3.7. %37'lik ortofosforik asit premolar dişe uygulanması



Resim 3.8. Ortofosforik asit jel uygulanmış opak mine görüntüsü

50 üst premolar dişten oluşan 1. ana gruba (GC Ortho Connect grubu) asit uygulamasından sonra primer uygulanmadı. Dişe yapıştırılacak olan braketin tabanına ışıkla sertleşen kompozit adeziv, GC Ortho Connect (GC Orthodontics, Japonya) optimal miktarda konulduktan sonra braket diş üzerine konumlandırıldı ve taşan adeziv kısımları sond ile dikkatli şekilde temizlendi. Ardından led ışık cihazı (Woodpecker Led-F) ile braketin sağ ve sol tarafından 10'ar sn olmak üzere toplamda 20 sn ışınlanarak polimerize edildi.



Resim 3.9. GC Ortho Connect adeziv (GC Orthodontics, Japonya)



Resim 3.10. Led ışık cihazı (Woodpecker Led-F, Çin)

GC Ortho Connect kompozitin (GC Orthodontics, Japonya) içeriği %25-50 oranında 4,4'-izopropilidenedifenol, etoksi ve 2-metilprop-2enoik asit bileşiklerinin esterlenme ürünleri, %25-50 7,7,9 (veya 7,9,9)-trimetil-4,13-diokso-3,14-dioksa-5,12- diazaheksadekan-1,16-diyl bismetakrilat, %1-5 metakriloksidesil dihidrojen fosfat ve <%0.5 6-tert-bütil-2,4-xilenol'dan oluşmaktadır ve doldurucu oranı %40 olarak bildirilmiştir[192].

50 üst premolar dişten oluşan 2. Ana gruba (Transbond Supreme LV grubu) asit uygulamasından sonra Transbond XT(3M Unitek, Monrovia, ABD) primer, bond fırçası ile ince bir film tabakası olarak mine yüzeyine uygulandı ve 10 saniye ışınlanarak (Woodpecker Led-F, Çin) polimerize edildi. Takibinde braket tabanına kompozit adeziv Transbond Supreme LV(3M, Monrovia, ABD) optimal miktarda konulduktan sonra diş üzerinde konumlandırıldı ve taşan adeziv kısımlar sond ile dikkatli şekilde temizlendi. Led ışık cihazı(Woodpecker Led-F, Çin) ile braketin sağ ve solundan 10'ar sn ışınlanarak toplam 20 sn polimerize edildi.



Resim 3.11. Transbond™ Supreme LV Adeziv (3M Unitek, ABD) ve Transbond XT Primer (3M Unitek, ABD)

2008 yılında 3M Unitek, Transbond™ Supreme LV düşük viskoziteli ışıkla sertleşen kompozit adezivi üretmiştir. Yapıştırıcı, malzemenin reolojisini (basınç altında zamana bağlı şekil değişimi) değiştiren ve malzemenin basınç altında akmasına, ancak yerleştirildikten sonra ışıkla sertleşene kadar şeklini korumasına izin veren bir dimetakrilat polimeri içerir. Bu adezivin hastanın ağzına yerleştirilmeden önce braket tabanından akmayacağı veya sürüklenmeyeceği anlamına gelmektedir. Adeziv içerisinde nanoparçacıkların bir kombinasyonu ile %65 oranında doldurucu iğermektedir (75 nanometre(nm) ęapında aglomere olmayan/agrega olmayan silika nano doldurucu, 5-10 nm ęapında zirkonya nano dolgu maddesi, 5-20 nm zirkonya/silika nanokümesi). Resinin dimetakrilat monomerleri Bis-GMA, TEGDMA ve Bis-EMA'dan oluşmaktadır[193].

3.5. Yapıştırılan Braketlerin Sıyırma Testi ile Koparılması

Çalışmamızda sıyırma testi uygulanmadan önce, yapıştırma işleminden sonra, örnekler distile su içerisinde saklanmıştır. Yapıştırılan braketlerin sıyırma bağlanma dayanımları, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarında bulunan Autograph AG-IS Universal test cihazı (Autograph AG-IS 5Kn, Japonya) ile ölçülmüştür. Bu cihazın sabit olan alt parçası üzerine yerleştirilen örneklere, hareketli üst parça yardımıyla dik yönde kuvvet uygulanarak sıyırma bağlanma dayanımı ölçülmektedir. Test sırasında cihaza uyumlu diş gömülü akrilik bloklar herhangi bir kayma olmaması için alt parçada yer alan silindir yuvaya yerleştirilmiş ve vidalar ile sıkıştırılmıştır. Örneklerin konumu, sıyırma bıçağı braket kanat ve tabanı arasına dik olarak inecek ve bıçağın yönü diş ile braket tabanına paralel olacak şekilde konumlandırılmıştır. Bıçak braketle kuvvet uygulamayacak en yakın mesafeye getirildikten sonra test başlatılmıştır. Sıyırma bıçağı hızı 1 mm/dakika olarak ayarlanmıştır.



Resim 3.12. Autograph AG-IS Universal test cihazı (Shimadzu, Autograph AG-IS, Japonya)

Test süresince cihaza bağlı bilgisayar ekranından sıyırma kuvveti artışı izlenmiş ve kopma anındaki kuvvet (maximum bağlanma kuvveti) Newton(N) olarak kaydedilmiştir. Ölçülen maksimum bağlanma kuvveti değerleri braket taban alanına(mm²) bölünerek birim alana düşen bağlanma kuvveti Megapaskal olarak hesaplanmıştır (MPa=N/mm²).

Koparılan her braket, yapıştırıldığı diş akrilik bloğuyla aynı etiket olacak şekilde kilitli poşetlere koyulmuştur.

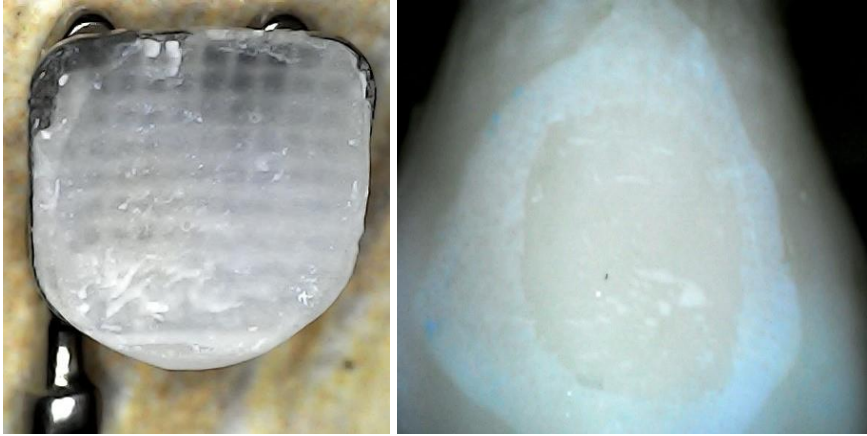
3.6. Artık Yapıştırıcı Skorlamasının Yapılması

Test cihazı ile braketler diş yüzeyinden ayrıldıktan sonra her örneğe ait braket ve dişin bulunduğu akrilik bloklar kopma bölgelerinin değerlendirilmesi amacıyla etiketlenmiş kilitli poşetlere konuldu. Braketlerin kopma bölgesi Olympus SZ-PT(Japonya) stereomikroskop kullanılarak x25 büyütme yapılarak değerlendirildi. Değerlendirme için Artun ve Bergland tarafından kullanılan Adhesive Remnant Index (ARI) skrolama yöntemi kullanıldı.

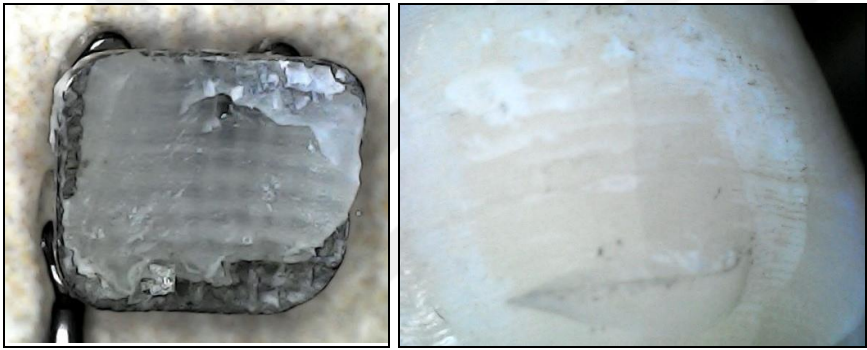


Resim 3.13. Olympus SZ-PT Stereomikroskop (Japonya)

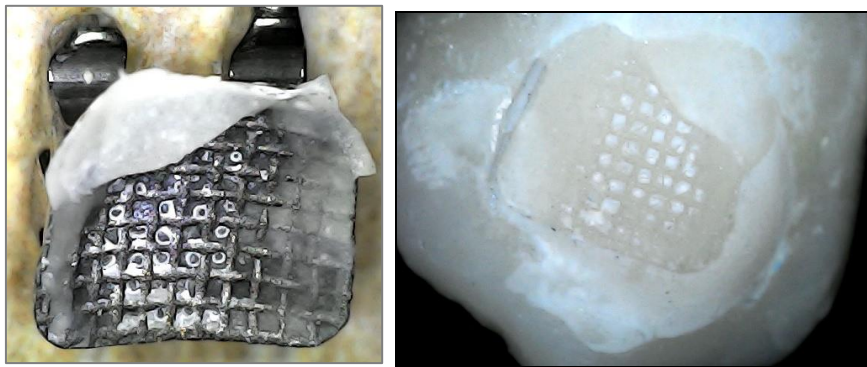
ARI skrolaması yaparken incelenen braket tabanı ve mine yüzeyleri stereomikroskop görüntüleri Skor 0, 1, 2, 3 olarak örneklendi.



Resim 3.14. ARI skor 0- Braket tabanı ve premolar diş mine yüzeyi stereomikroskop görüntüsü



Resim 3.15. ARI skor 1- Braket tabanı ve premolar diş mine yüzeyi stereomikroskop görüntüsü



Resim 3.16. ARI skor 2- Braket tabanı ve premolar diş mine yüzeyi stereomikroskop görüntüsü



Resim 3.17. ARI skor 3- Braket tabanı ve premolar diş mine yüzeyi stereomikroskop görüntüsü

3.7. Mine Yüzeyinde Artık Adezivin Temizlenmesi

ARI skorlaması yapıldıktan sonra yöntemimize göre braketin tekrar yapıştırılması gerekmektedir. Tekrar braket yapıştırılabilmesi için mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi gerekmektedir. Mine yüzeyini temizlemek amacıyla maksimum hızı 250.000 devir/dk olan airotor (Sirona, Almanya) kullanılmıştır. Temizleme işlemi 8 bıçaklı tungsten karbid frez (Meisinger, Almanya) ile su soğutması altında yapılmıştır. Temizleme işlemine mine yüzeyinde artık adeziv görülmeyene kadar devam edilmiştir.



Resim 3.18. Mine yüzeyi temizlenmesi için kullanılan airotor(Sirona, Almanya) ve tungsten karbid frez(Meisinger, Almanya)

3.8. Koparılan Braketlerin Tabanında Artık Adezivin Kumlanması

Sıyırma testinde koparılan braketlerin tekrar yapıştırılabilmesi için braket tabanında yer alan artık adezivin temizlenmesi gerekmektedir.

Çalışmamızda, 50 üst premolar dişten oluşan GC Ortho Connect (GC) grubunda kırılan braketler rastgele 2 alt gruba ayrılmıştır;

GC Ortho Connect 50 (GC 50) grubunda yer alan 25 üst premolar braket tabanları kumlama cihazı ile 50 mikronluk Al_2O_3 partikülü ortalama 10 mm mesafeden püskürtülerek temizlenmiştir.

GC Ortho Connect 90 (GC 90) grubunda yer alan 25 üst premolar braket tabanları kumlama cihazı ile 90 mikronluk Al_2O_3 partikülü ortalama 10 mm mesafeden püskürtülerek temizlenmiştir.

Takiben kumlama işlemleri her braket tabanına 10 sn artık adeziv kalmayana kadar uygulanmıştır.

50 üst premolar dişten oluşan Transbond Supreme LV (TB) grubunda kırılan braketler rastgele 2 alt gruba ayrılmıştır;

Transbond Supreme LV 50 (TB 50) grubunda yer alan 25 üst premolar braket tabanları kumlama cihazı ile 50 mikronluk Al_2O_3 partikülü ortalama 10 mm mesafeden püskürtülerek temizlenmiştir.

Transbond Supreme LV 90 (TB 90) grubunda yer alan 25 üst premolar braket tabanları kumlama cihazı ile 90 mikronluk Al_2O_3 partikülü ortalama 10 mm mesafeden püskürtülerek temizlenmiştir.

Takiben kumlama işlemleri her braket tabanına 10 sn artık adeziv kalmayana kadar uygulanmıştır.



Resim 3.19. Alüminyum oksit kum 50 ve 90 mikron (Hager Werken Air-Sonic Alu-Oxyd, Almanya)

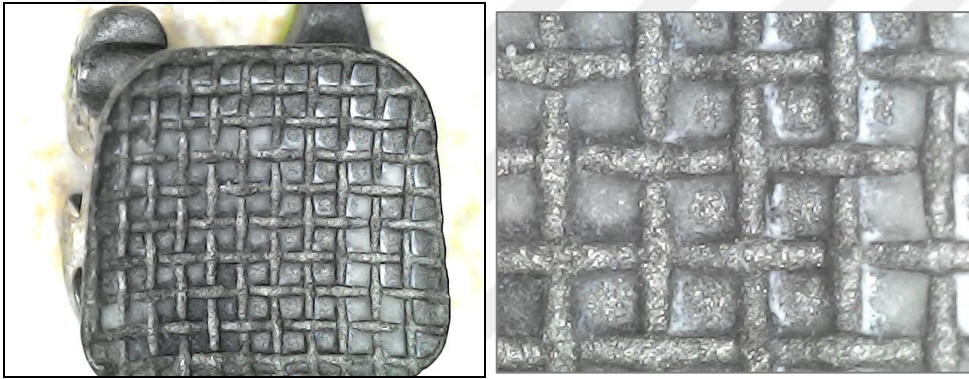


Resim 3.20. Kumlama kabini (Macro Cab, Danville Engineering, ABD), kumlama cihazı (Hager Werken Air-Sonic, Almanya)

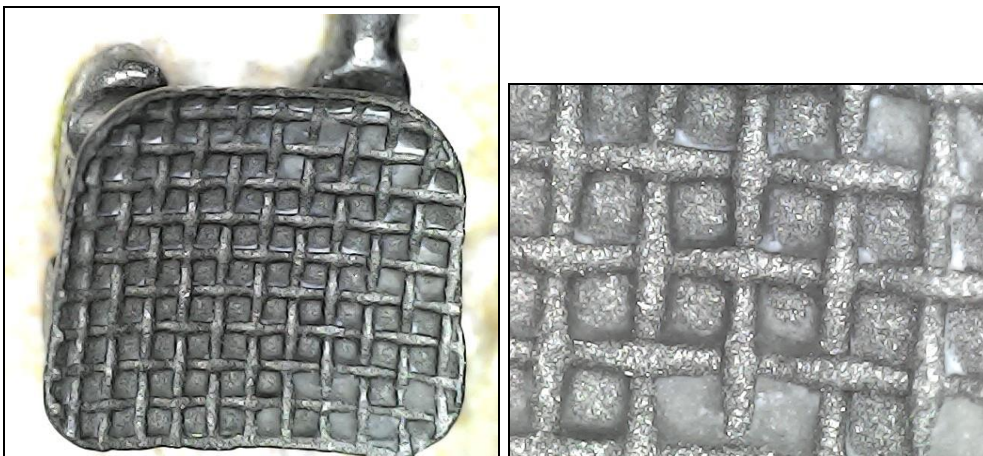
Kumlama yapıldıktan sonra braket tabanı stereomikroskop görüntüsü ve yeni braket tabanı görüntüsü örneklenmiştir.



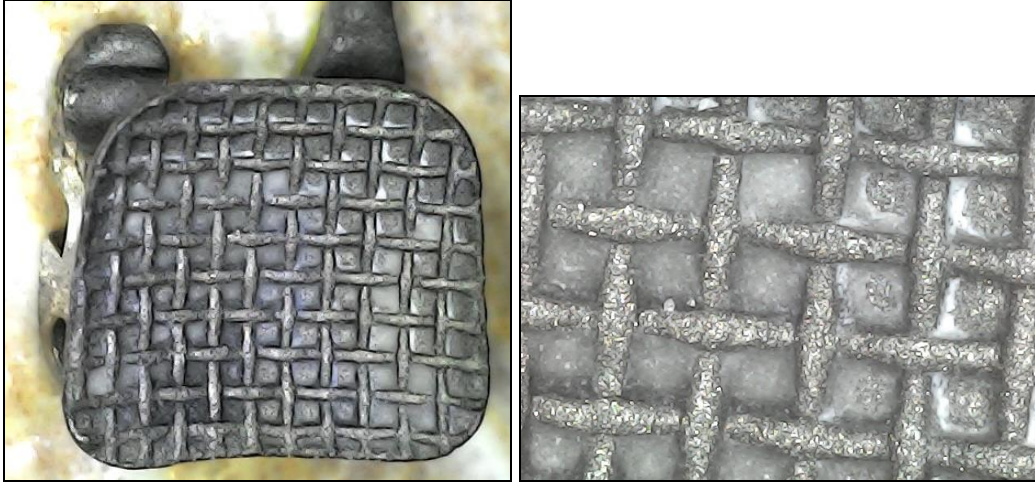
Resim 3.21. Yeni braket taban stereomikroskop görüntüleri



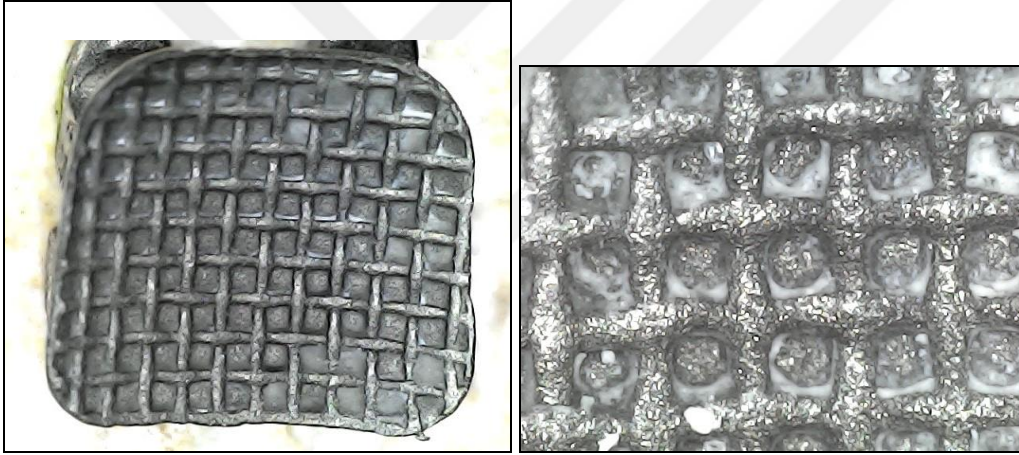
Resim 3.22. GC50 grubu - 50 mikron Al_2O_3 ile kumlanmış braket taban stereomikroskop görüntüleri



Resim 3.23. TB50 grubu - 50 mikron Al_2O_3 ile kumlanmış braket taban stereomikroskop görüntüleri



Resim 3.24. GC90 grubu- 90 mikron Al_2O_3 ile kumlanmış braket taban stereomikroskop görüntüleri



Resim 3.25. TB90 grubu – 90 mikron Al_2O_3 ile kumlanmış braket taban stereomikroskop görüntüleri

3.9. Geri Dönüştürülen Braketlerin Tekrar Diş Yüzeyine Yapıştırılması

Kırma testinden sonra mine yüzeyi ve braket tabanında yer alan artık adeziv temizlendikten sonra ilk yapıştırma prosedürüyle her braket aynı diş üzerine tekrar yapıştırılmıştır. Takiben örnekler kırma testi yapılana kadar distile su içinde bekletilmiştir. İlk kırma testlerindeki benzer prosedürle sıyırma kuvveti uygulanmış, elde edilen değerler kaydedilmiştir. Kopma bölgelerinin değerlendirilmesi için ARI skorlaması yapılmıştır.

3.10. İstatistiksel Analiz Yapılması

Tez çalışmasında her grupta örneklem sayısı hesaplanabilmesi için power analizi yaptırılmıştır. Örneklem hesabı için GPOWER 3.1 kullanılmıştır. %90 güç ve 0,05 anlamlılık düzeyinde örneklem hesabı yapıldığında her bir grupta 14, toplamda ise 56 üst premolar dişin bu çalışma için yeterli olduğu saptanmıştır. Bu tez çalışmasında her bir grupta 25, toplamda ise 100 üst premolar diş kullanıldı.

Verilerin analizi IBM SPSS Statistics ver. 25 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA) paket programında yapıldı. Sürekli sayısal değişkenlerin dağılımının normale yakın olup olmadığı Kolmogorov-Smirnov testiyle varyansların homojenliği varsayımının sağlanıp sağlanmadığı ise Levene testiyle araştırıldı. Tanımlayıcı istatistikler; sürekli sayısal değişkenler için ortalama $\pm$ standart sapma veya medyan (25.yüzdelik-75.yüzdelik) biçiminde, kategorik değişkenler ise gözlem sayısı ve (%) şeklinde ifade edildi. Yapılan uyum iyiliği testleri sonucunda parametrik test istatistiği varsayımlarının sağlandığı sürekli sayısal değişkenler yönünden gruplar arasındaki farkların önemliliği Student's t testi ile incelenirken parametrik test istatistiği varsayımlarının sağlanmadığı sürekli sayısal değişkenler yönünden farkların önemliliği ise Mann Whitney U testi ile değerlendirildi. Kategorik verilerin analizinde Pearson'un ki-kare(χ^2) veya Fisher Freeman Halton testi kullanıldı. Her bir alt grup içerisinde maksimum bağlanma dayanımı yönünden 1.kırma testi ile 2.kırma testi arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığı Bağımlı t-testi ile değerlendirilirken ARI skorlarının dağılımı yönünden farkların önemliliği ise Marjinal Homojenlik testiyle incelendi. Aksi belirtilmedikçe $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Ancak olası tüm çoklu karşılaştırmalarda Tip I hatayı kontrol edebilmek için Bonferroni Düzeltmesi yapıldı.



4. BULGULAR

4.1. Birinci Sıyırma Testi ile Elde Edilen Bağlanma Dayanımı ve Sıyırma Testi Sonrası Diş Üzerinde Kalan Yapıştırıcı Artık Skor Bulguları Değerlendirilmesi

Birinci kırma testi sonucunda TB grubunun ($12,55 \pm 5,33$ Mpa) maksimum bağlanma dayanımı GC grubunun ($11,49 \pm 5,85$ MPa) maksimum bağlanma dayanımından yüksekti. Ancak GC grubu ile TB grubu arasında maksimum bağlanma dayanımı (Shear Bond Strength (MPa)) yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,346$) (Çizelge 4.1).

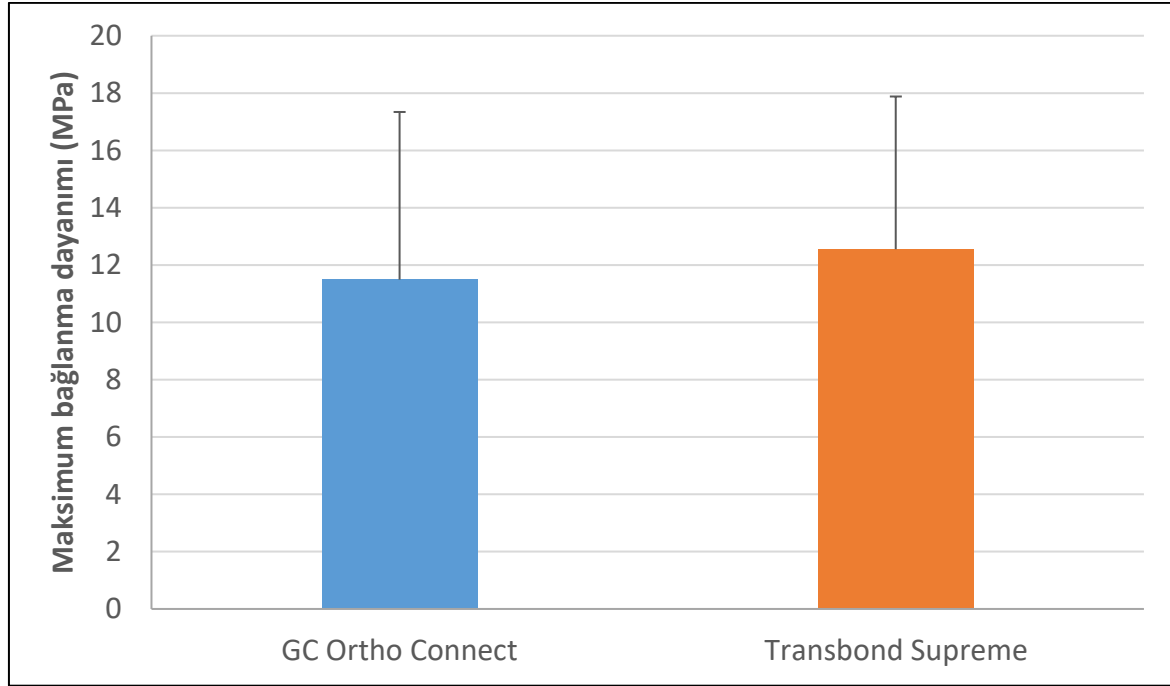
Öte yandan GC grubu ile TB grubunun ARI skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($p<0,001$). GC grubunun ARI skoru %44 ile skor 1 en yüksek, %6 ile skor 3 en düşük oranda bulunmuştur. TB grubunu ARI skoru %48 ile skor 3 en yüksek oranda iken %6 ile skor 0 en düşük oranda tespit edilmiştir (Çizelge 4.1).

Çizelge 4.1. Birinci kırma testi sonucunda kullanılan adezivlere göre maksimum bağlanma dayanımı (SBS) (MPa) düzeyleri ve ARI skorları

	GC (n=50)	TB (n=50)	p-değeri ¶
Maksimum bağlanma dayanımı (MPa)	11,49±5,85	12,55±5,33	0,346†
ARI skoru			<0,001‡
0	19 (%38,0)	3 (%6,0)	
1	22 (%44,0)	16 (%32,0)	
2	6 (%12,0)	7 (%14,0)	
3	3 (%6,0)	24 (%48,0)	

Tanımlayıcı istatistikler; ortalama $\pm$ standart sapma ya da gözlem sayısı ve (%) biçiminde gösterildi. † Student's t testi, ‡ Pearson'un ki-kare(χ^2) testi, ¶ Bonferroni düzeltmesine göre $p<0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Birinci kırma testi sonucu GC grubu ile TB grubu maksimum bağlanma dayanımı (MPa) gösterimi Şekil 4.1'de yer almaktadır.



Şekil 4.1. Birinci kırma testi sonucunda kullanılan adezivlere göre maksimum bağlanma dayanımı (SBS) (MPa)

Birinci kırma testi sonucunda TB grubunun (136,80±58,10) ortalama maksimum bağlanma kuvveti, GC grubunun (125,24±63,77) ortalama maksimum bağlanma kuvvetinden yüksekti. Ancak GC grubu ile TB grubu arasında maksimum bağlanma kuvveti(N) yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,346$) (Çizelge 4.2).

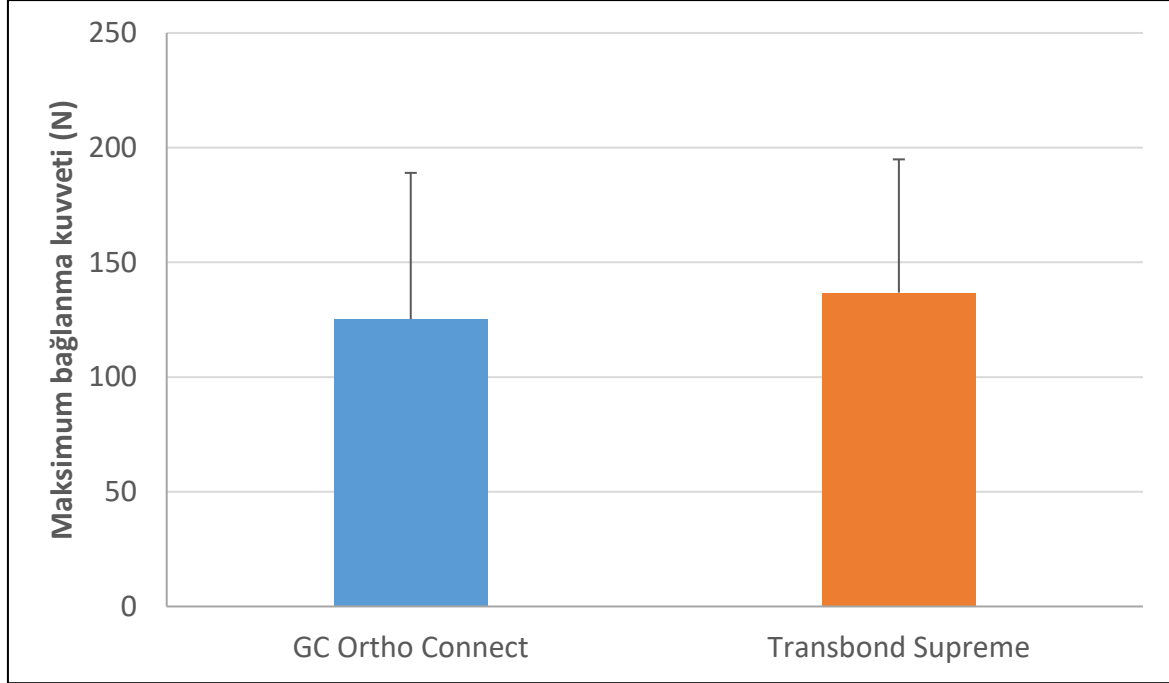
Çizelge 4.2. Birinci kırma testi sonucunda kullanılan adeziv kompozitlere göre maksimum bağlanma kuvveti (N) düzeyleri ve ARI skorları

	GC (n=50)	TB (n=50)	p-değeri ¶
Maksimum bağlanma kuvveti (N)	125,24±63,77	136,80±58,10	0,346†
ARI skoru			<0,001‡
0	19 (%38,0)	3 (%6,0)	
1	22 (%44,0)	16 (%32,0)	
2	6 (%12,0)	7 (%14,0)	
3	3 (%6,0)	24 (%48,0)	

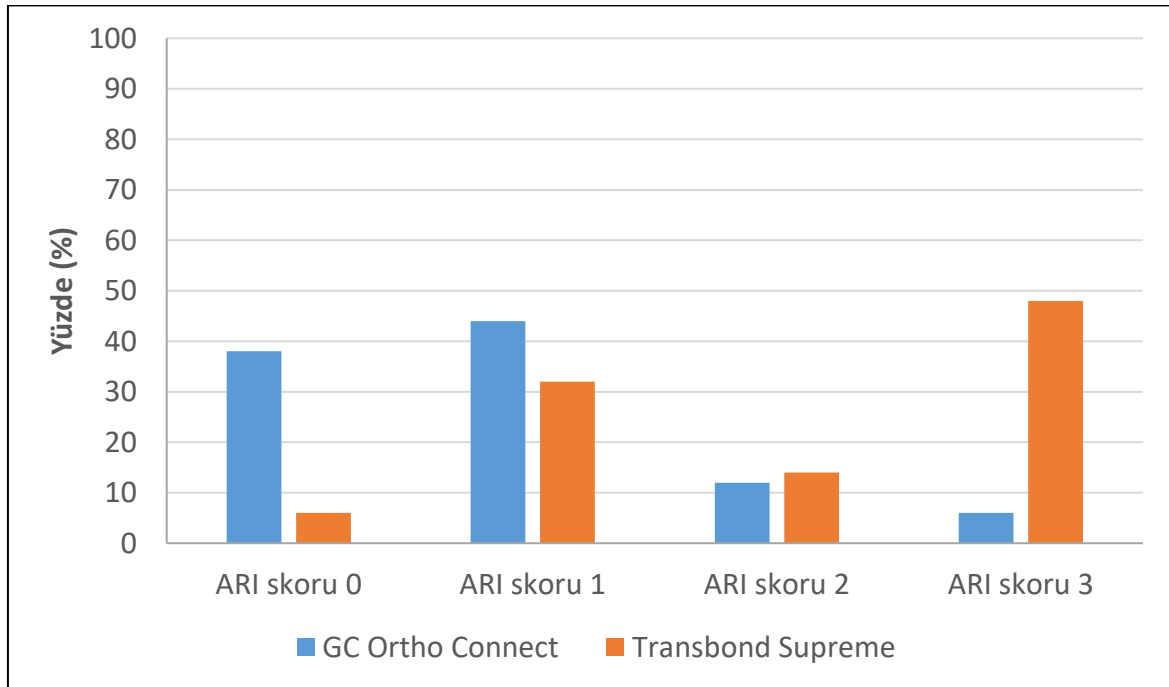
Tanımlayıcı istatistikler; ortalama ± standart sapma ya da gözlem sayısı ve (%) biçiminde gösterildi. † Student's t testi, ‡ Pearson'un χ^2 testi, ¶ Bonferroni düzeltmesine göre $p<0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Birinci kırma testi sonucunda TB ve GC grubunun maksimum bağlanma kuvveti yönünden şekilsel gösterimi Şekil 4.2'de yer almaktadır.

Birinci kırma testi sonucunda TB grubu ve GC grubunun ARI skor dağılımı yönünden şekilsel gösterimi Şekil 4.3'te yer almaktadır.



Şekil 4.2. Birinci kırma testi sonucunda kullanılan adezivlere göre maksimum bağlanma kuvveti (N)



Şekil 4.3. Birinci kırma testi sonrası GC ve TB grubunun ARI skorlama dağılımı

4.2. İkinci Sıyırma Testi ile Elde Edilen Bağlanma Dayanımı ve Sıyırma Testi Sonrası Dış Üzerinde Kalan Yapıştırıcı Artık Skor Bulguları Değerlendirilmesi

50 μ ile kumlandıktan sonra yapıştırılan ve ikinci kırma testi yapılan örnekler içerisinde TB50 grubunun ($7,60 \pm 4,26$) maksimum bağlanma dayanımı (MPa), GC50 grubundan ($6,67 \pm 2,98$) daha yüksekti. Ancak GC50 grubu ile TB50 grubu arasında maksimum bağlanma dayanımı (MPa) yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,378$)(Çizelge 4.3).

90 μ ile kumlandıktan sonra yapıştırılan ve ikinci kırma testi yapılan örnekler içerisinde TB90 grubunun ($9,59 \pm 5,06$) maksimum bağlanma dayanımı (MPa), GC90 grubundan ($8,39 \pm 3,71$) yüksekti. Ancak GC90 grubu ile TB90 grubu arasında maksimum bağlanma dayanımı (MPa) yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,343$)(Çizelge 4.3).

GC adezivinin kullanıldığı örnekler içerisinde 90 μ ile kumlanan grup (GC90: $8,39 \pm 3,71$) maksimum bağlanma dayanımı (MPa), 50 μ ile kumlanan gruptan (GC50: $6,67 \pm 2,98$) yüksekti. Ancak GC50 ile GC90 grupları arasında ikinci kırma testine ait maksimum bağlanma dayanımı yönünden (MPa) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,078$)(Çizelge 4.3).

TB adezivinin kullanıldığı örnekler içerisinde ise 90 μ ile kumlanan grup (TB90: $9,59 \pm 5,06$) maksimum bağlanma dayanımı (MPa), 50 μ ile kumlanan gruptan (TB50: $7,60 \pm 4,26$) yüksek bulunmuştur. Ancak TB50 ve TB90 grupları arasında ikinci kırma testine ait maksimum bağlanma dayanımı yönünden (MPa) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,139$)(Çizelge 4.3).

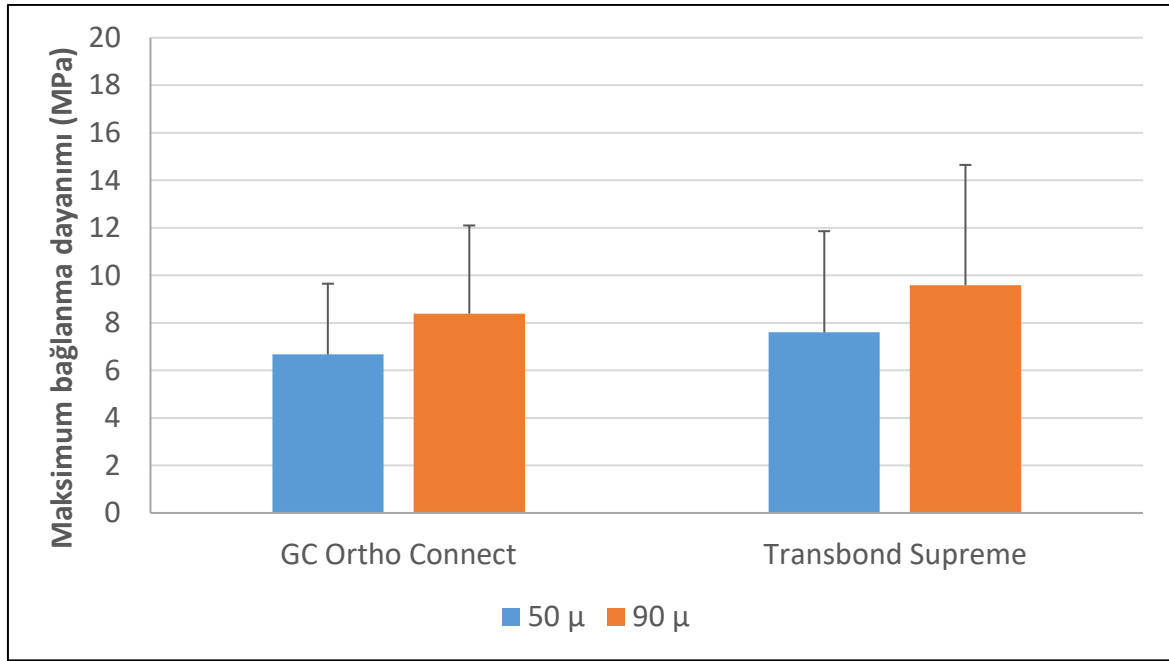
İkinci kırma testi sonucuna göre maksimum bağlanma dayanımı, TB90 grubunun ortalama $9,59 \pm 5,06$ MPa ile en yüksek, GC50 grubunun ortalama $6,67 \pm 2,98$ MPa ile en düşük bulunmuştur.

İkinci kırma testi sonucunda GC50, GC90, TB50 ve TB90 gruplarının maksimum bağlanma dayanımına (MPa) ait şekilsel gösterimi Şekil 4.4'te yer almaktadır.

Çizelge 4.3. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre ikinci kırma testi sonucunda elde edilen maksimum bağlanma dayanımı (MPa) düzeyleri

	GC	TB	p-değeri ^{1,3}
50 μ	6,67 $\pm$ 2,98	7,60 $\pm$ 4,26	0,378
90 μ	8,39 $\pm$ 3,71	9,59 $\pm$ 5,06	0,343
p-değeri ^{2,3}	0,078	0,139	

Tanımlayıcı istatistikler; ortalama $\pm$ standart sapma biçiminde gösterildi. ¹ Her bir kumlama mikronu içerisinde adeziv komponentler arasında yapılan karşılaştırmalar, ² Her bir adeziv komponent içerisinde kumlama mikronları arasında yapılan karşılaştırmalar, ³ Student's t testi, Bonferroni düzeltmesine göre $p < 0,0125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 4.4. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre ikinci kırma testi sonucunda elde edilen maksimum bağlanma dayanımı (MPa) düzeyleri

İkinci kırma testi sonuçlarına göre maksimum bağlanma kuvveti (N) yönünden GC50 grubu ile TB50 grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilememiştir ($p=0,378$) (Çizelge 4.4).

GC90 ile TB90 grubu arasında maksimum bağlanma dayanımı (N) yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,343$) (Çizelge 4.4).

GC adezivinin kullanıldığı örnekler içerisinde GC50 grubu ile GC90 grubu arasında maksimum bağlanma dayanımı yönünden (N) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,078$) (Çizelge 4.4).

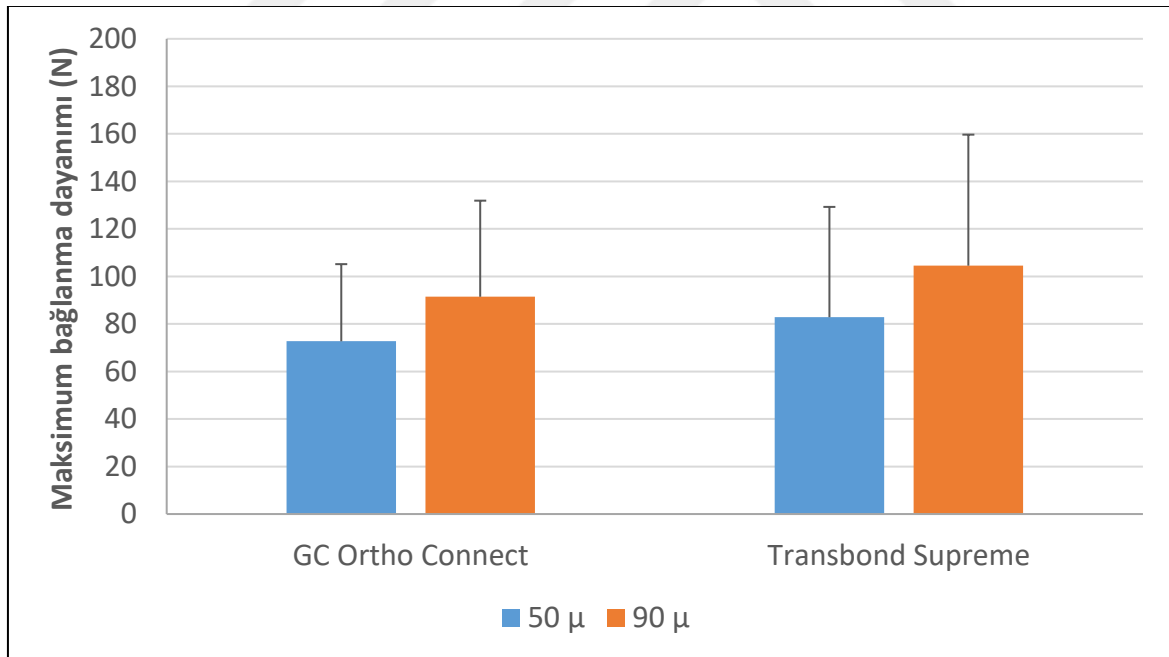
TB adezivinin kullanıldığı örnekler içerisinde de TB50 grubu ile TB90 grubu arasında maksimum bağlanma dayanımı yönünden (N) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,139$)(Çizelge 4.4).

İkinci kırma testi sonucuna göre GC50, GC90, TB50 ve TB90 gruplarının maksimum bağlanma kuvvetine (N) ait şekilsel gösterimi Şekil 4.5'te yer almaktadır.

Çizelge 4.4. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre ikinci kırma testi sonucunda elde edilen maksimum bağlanma kuvveti (N) düzeyleri

	GC	TB	p-değeri ^{1,3}
50 μ	72,70 $\pm$ 32,48	82,84 $\pm$ 46,43	0,378
90 μ	91,45 $\pm$ 40,44	104,53 $\pm$ 55,15	0,343
p-değeri ^{2,3}	0,078	0,139	

Tanımlayıcı istatistikler; ortalama $\pm$ standart sapma biçiminde gösterildi. ¹ Her bir kumlama mikronu içerisinde adeziv komponentler arasında yapılan karşılaştırmalar, ² Her bir adeziv komponent içerisine kumlama mikronları arasında yapılan karşılaştırmalar, ³ Student's t testi, Bonferroni düzeltmesine göre $p<0,0125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 4.5. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre ikinci kırma testi sonucunda elde edilen maksimum bağlanma kuvveti (N) düzeyleri

İkinci kırma testi sonucuna göre;

GC50 grubu ile GC90 grubunun arasında ARI skorlarının dağılımı istatistiksel olarak benzer bulundu. GC50 grubu %48, GC90 grubu %60 oranıyla en yüksek ARI skor dağılımı skor 0 olarak tespit edildi ($p=0,834$)(Çizelge 4.5).

TB50 grubu ile TB90 grubu arasında ARI skorlarının dağılımı istatistiksel olarak benzer bulundu. TB50 grubu %68, TB90 grubu %64 oranıyla en yüksek ARI skor dağılımı skor 3 olarak tespit edildi ($p=0,704$)(Çizelge 4.5).

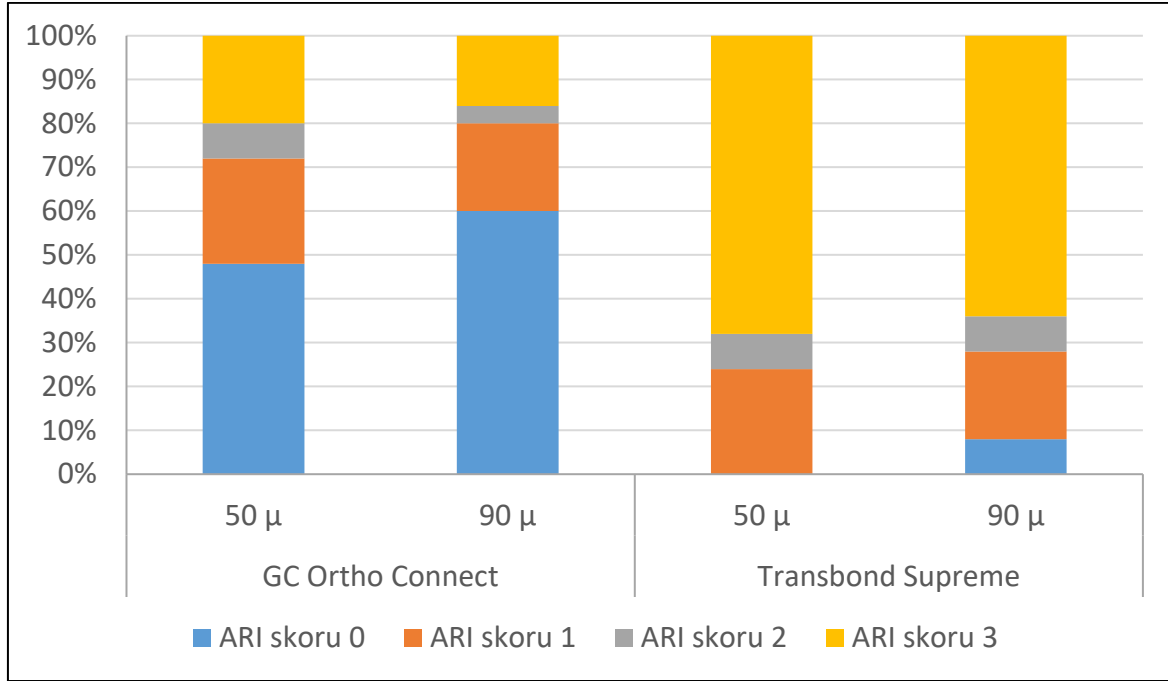
GC50 grubu ile TB50 grubunun ARI skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı ($p<0,001$). GC50 grubunda %48 oranla skor 0 en yüksek bulunurken TB50 grubunda %68 oranla skor 3 en yüksek bulundu (Çizelge 4.5).

GC90 grubu ile TB90 grubunun ARI skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı ($p<0,001$). GC90 grubunda %60 oranla skor 0 en yüksek bulunurken TB90 grubunda %64 oranla skor 3 en yüksek saptandı (Çizelge 4.5). İkinci kırma testi sonucuna göre GC50, GC90, TB50 ve TB90 grubunun ARI skorları yönünden dağılımın şekilsel gösterimi Şekil 4.6'da yer almaktadır.

Çizelge 4.5. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre ikinci kırma testi sonucunda ARI skorları yönünden gözlemlerin dağılımı

GC			TB					
	Kumlama=50 μ	Kumlama=90 μ	<i>p</i> -değeri ^{1,5}	Kumlama=50 μ	Kumlama=90 μ	<i>p</i> -değeri ^{2,5}	<i>p</i> -değeri ^{3,5}	<i>p</i> -değeri ^{4,5}
0	12 (%48,0)	15 (%60,0)	0,834	0 (%0,0)	2 (%8,0)	0,704	<0,001	<0,001
1	6 (%24,0)	5 (%20,0)		6 (%24,0)	5 (%20,0)			
2	2 (%8,0)	1 (%4,0)		2 (%8,0)	2 (%8,0)			
3	5 (%20,0)	4 (%16,0)		17 (%68,0)	16 (%64,0)			

Tanımlayıcı istatistikler; gözlem sayısı ve (%) biçiminde ifade edildi. ¹ GC Ortho Connect adeziv kompozit uygulanan deneklerde kumlama mikronları arasında yapılan karşılaştırmalar, ² Transbond Supreme adeziv kompozit uygulanan deneklerde kumlama mikronları arasında yapılan karşılaştırmalar, ³ 50 μ ile kumlama yapılan denekler içerisinde adeziv kompozit türleri arasında yapılan karşılaştırmalar, ⁴ 90 μ ile kumlama yapılan denekler içerisinde adeziv kompozit türleri arasında yapılan karşılaştırmalar, ⁵ Fisher Freeman Halton testi, Bonferroni düzeltmesine göre $p < 0,0125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 4.6. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre ikinci kırma testi sonucunda ARI skorları yönünden gözlemlerin dağılımı

4.3. Birinci ve İkinci Sıyırma Testi ile Elde Edilen Bağlanma Dayanımı ve Sıyırma Testi Sonrası Dış Üzerinde Kalan Yapıştırıcı Artık Skor Bulguları Karşılaştırması

GC Ortho Connect adezivinın kullanıldığı grupta birinci kırma testine ait maksimum bağlanma dayanımı ile birinci kırma sonrası 50 µ kumlanıp yapıştırılan grubun ikinci kırma testine ait maksimum bağlanma dayanımı arasında (birinci kırma testinin dayanımı daha fazla olmasına karşın) Bonferroni düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p=0,036$)(Çizelge 4.6).

GC Ortho Connect adezivinın kullanıldığı grupta birinci kırma testine ait maksimum bağlanma dayanımına göre birinci kırma sonrası 90 µ ile kumlanıp yapıştırılan grubun ikinci kırma testine ait maksimum bağlanma dayanımının istatistiksel anlamlı olarak daha düşük olduğu saptandı ($p<0,001$)(Çizelge 4.6).

TB Supreme LV adezivinın kullanıldığı grupta birinci kırma testine ait maksimum bağlanma dayanımına göre birinci kırma sonrası 50 µ ile kumlanıp yapıştırılan grubun ikinci kırma testine ait maksimum bağlanma dayanımının istatistiksel anlamlı olarak daha düşük olduğu görüldü ($p=0,006$)(Çizelge 4.6).

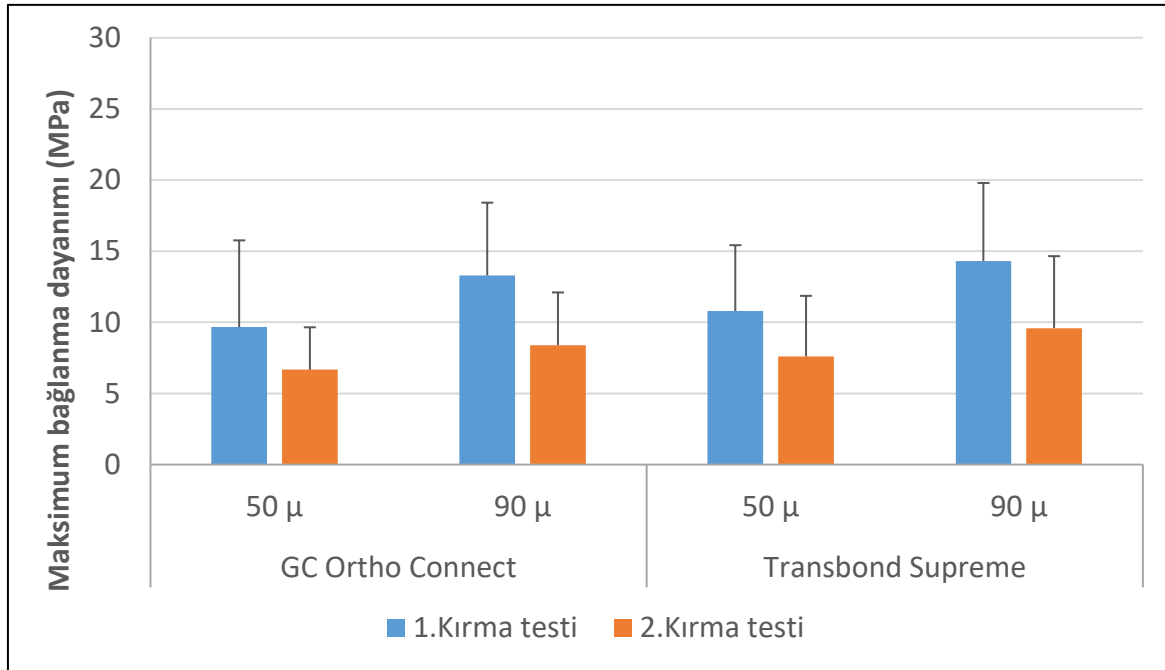
TB Supreme LV adezivinin kullanıldığı grupta birinci kırma testine ait maksimum bağlanma dayanımına göre birinci kırma sonrası 90 μ ile kumlanıp yapıştırılan grubun maksimum bağlanma dayanımının istatistiksel anlamlı olarak daha düşük olduğu tespit edildi ($p<0,001$)(Çizelge 4.6).

Çizelge 4.6. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre birinci ve ikinci kırma testi sonucunda elde edilen maksimum bağlanma kuvveti (MPa) düzeyleri

	1.kırma testi	2.kırma testi	p-değeri ¹
GC Ortho Connect			
50 μ	9,67 $\pm$ 6,09	6,67 $\pm$ 2,98	0,036
90 μ	13,30 $\pm$ 5,11	8,39 $\pm$ 3,71	<0,001
Transbond Supreme LV			
50 μ	10,80 $\pm$ 4,62	7,60 $\pm$ 4,26	0,006
90 μ	14,30 $\pm$ 5,49	9,59 $\pm$ 5,06	<0,001

Tanımlayıcı istatistikler; ortalama $\pm$ standart sapma biçiminde gösterildi. ¹ Adeziv komponent türü ve kumlama mikronu sabit bırakıldığında 1.kırma testi ile 2.kırma testi arasında yapılan karşılaştırmalar, Bağımlı t-testi, Bonferroni düzeltmesine göre $p<0,0125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Kullanılan GC Ortho Connect ile TB Supreme LV adeziv ve 50 ile 90 μ kumlamaya göre birinci ve ikinci kırma testi sonucunda elde edilen maksimum bağlanma kuvveti (MPa) karşılaştırması Şekil 4.7’de yer almaktadır.



Şekil 4.7. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre birinci ve ikinci kırma testi sonucunda elde edilen maksimum bağlanma kuvveti (MPa) düzeyleri

GC Ortho Connect adezivinin kullanıldığı grupta birinci kırma testine ait maksimum bağlanma kuvveti ile birinci kırma sonrası 50 µ kumlanıp yapıştırılan grubun ikinci kırma testine ait maksimum bağlanma kuvveti arasında (birinci kırma testinin dayanımı daha fazla olmasına karşın) Bonferroni düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p=0,036$) (Çizelge 4.7).

GC Ortho Connect adezivinin kullanıldığı grupta birinci kırma testine ait maksimum bağlanma kuvvetine göre birinci kırma sonrası 90 µ ile kumlanıp yapıştırılan grubun ikinci kırma testine ait maksimum bağlanma kuvvetinin istatistiksel anlamlı olarak daha düşük olduğu saptandı ($p<0,001$)(Çizelge 4.7).

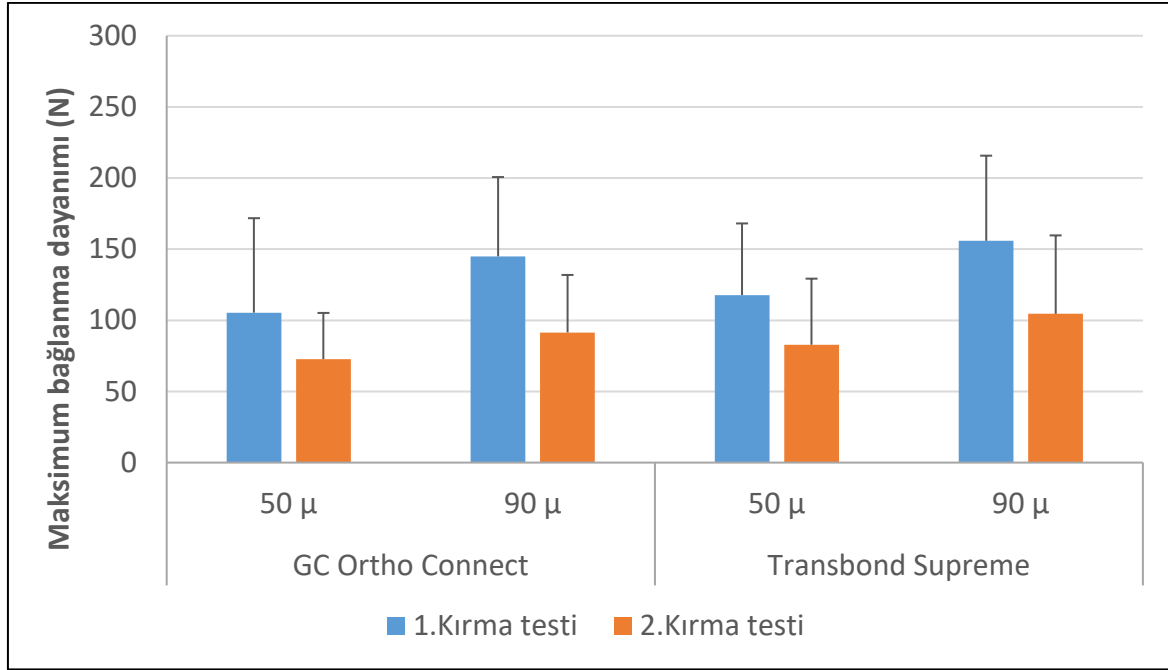
TB Supreme LV adezivinin kullanıldığı grupta birinci kırma testine ait maksimum bağlanma kuvvetine göre birinci kırma sonrası 50 µ ile kumlanıp yapıştırılan grubun ikinci kırma testine ait maksimum bağlanma kuvvetinin istatistiksel anlamlı olarak daha düşük olduğu görüldü ($p=0,006$)(Çizelge 4.7).

TB Supreme LV adezivinin kullanıldığı grupta birinci kırma testine ait maksimum bağlanma kuvvetine göre birinci kırma sonrası 90 µ ile kumlanıp yapıştırılan grubun maksimum bağlanma kuvvetinin istatistiksel anlamlı olarak daha düşük olduğu tespit edildi ($p<0,001$)(Çizelge 4.7).

Çizelge 4.7. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre birinci ve ikinci kırma testi sonucunda elde edilen maksimum bağlanma kuvveti (N) düzeyleri

	1.kırma testi	2.kırma testi	p-değeri ¹
GC Ortho Connect			
50 µ	105,40±66,38	72,70±32,48	0,036
90 µ	144,97±55,70	91,45±40,44	<0,001
Transbond Supreme LV			
50 µ	117,72±50,36	82,84±46,43	0,006
90 µ	155,87±59,84	104,53±55,15	<0,001

Tanımlayıcı istatistikler; ortalama ± standart sapma biçiminde gösterildi. ¹ Adeziv komponent türü ve kumlama mikronu sabit bırakıldığında 1.kırma testi ile 2.kırma testi arasında yapılan karşılaştırmalar, Bağımlı t-testi, Bonferroni düzeltmesine göre $p<0,0125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 4.8. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre birinci ve ikinci kırma testi sonucunda elde edilen maksimum bağlanma kuvveti (N) düzeyleri

GC grubu ile TB grubu arasında birinci kırma testine göre 50 µ ile kumlama yapıldıktan sonra ikinci kırma testinde maksimum bağlanma dayanımında (Mpa) meydana gelen azalma miktarları istatistiksel olarak benzer bulunmuştur ($p=0,910$)(Çizelge 4.8).

GC grubu ile TB grubu arasında birinci kırma testine göre 90 µ ile kumlama yapıldıktan sonra ikinci kırma testinde maksimum bağlanma dayanımında (MPa) meydana gelen azalma miktarları da istatistiksel olarak benzer saptanmıştır ($p=0,903$)(Çizelge 4.8).

GC grubu içerisinde 50 µ ile kumlanan grup ve 90 µ ile kumlanan grup arasında birinci kırma testine göre ikinci kırma testinin ardından maksimum bağlanma dayanımında (MPa) meydana gelen azalma miktarları istatistiksel olarak benzer saptanmıştır ($p=0,303$)(Çizelge 4.8).

TB grubu içerisinde de 50 µ ile kumlanan grup ve 90 µ ile kumlanan grup arasında birinci kırma testine göre ikinci kırma testinin ardından maksimum bağlanma dayanımında (MPa) meydana gelen azalma miktarları istatistiksel olarak benzer tespit edilmiştir ($p=0,327$)(Çizelge 4.8).

Çizelge 4.8. Kullanılan adeziv ve kum mikronu arasında birinci kırma testine göre ikinci kırma testi sonucunda maksimum bağlanma dayanımında (MPa) meydana gelen değişim yönünden yapılan karşılaştırmalar

	GC Ortho Connect	Transbond Supreme	p-değeri ^{1,3}
50 µ	-3,00±6,75	-3,20±5,29	0,910
90 µ	-4,91±6,21	-4,71±5,50	0,903
p-değeri ^{2,3}	0,303	0,327	

Tanımlayıcı istatistikler; ortalama ± standart sapma biçiminde gösterildi. ¹ Her bir kumlama mikronu içerisinde adeziv komponentler arasında yapılan karşılaştırmalar, ² Her bir adeziv komponent içerisinde kumlama mikronları arasında yapılan karşılaştırmalar, ³ Student's t testi, Bonferroni düzeltmesine göre $p < 0,0125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

GC grubu ile TB grubu arasında birinci kırma testine göre 50 µ ile kumlama yapıldıktan sonra ikinci kırma testinde maksimum bağlanma kuvvetinde(N) meydana gelen azalma miktarları istatistiksel olarak benzer bulunmuştur ($p=0,910$)(Çizelge 4.9).

GC grubu ile TB grubu arasında birinci kırma testine göre 90 µ ile kumlama yapıldıktan sonra ikinci kırma testinde maksimum bağlanma kuvvetinde(N) meydana gelen azalma miktarları da istatistiksel olarak benzer saptanmıştır ($p=0,903$)(Çizelge 4.9).

GC grubu içerisinde 50 µ ile kumlanan grup ve 90 µ ile kumlanan grup arasında birinci kırma testine göre ikinci kırma testinin ardından maksimum bağlanma kuvvetinde(N) meydana gelen azalma miktarları istatistiksel olarak benzer saptanmıştır ($p=0,303$)(Çizelge 4.9).

TB grubu içerisinde de 50 µ ile kumlanan grup ve 90 µ ile kumlanan grup arasında birinci kırma testine göre ikinci kırma testinin ardından maksimum bağlanma kuvvetinde(N) meydana gelen azalma miktarları istatistiksel olarak benzer tespit edilmiştir ($p=0,327$)(Çizelge 4.9).

Çizelge 4.9. Kullanılan adeziv ve kum mikronu arasında birinci kırma testine göre ikinci kırma testi sonucunda maksimum bağlanma kuvvetinde (N) meydana gelen değişim yönünden yapılan karşılaştırmalar

	GC Ortho Connect	Transbond Supreme	p-değeri ^{1,3}
50 µ	-32,70±73,58	-34,88±57,66	0,910
90 µ	-53,52±67,69	-51,34±59,95	0,903
p-değeri ^{2,3}	0,303	0,327	

Tanımlayıcı istatistikler; ortalama ± standart sapma biçiminde gösterildi. ¹ Her bir kumlama mikronu içerisinde adeziv komponentler arasında yapılan karşılaştırmalar, ² Her bir adeziv komponent içerisinde kumlama mikronları arasında yapılan karşılaştırmalar, ³ Student's t testi, Bonferroni düzeltmesine göre $p < 0,0125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

GC grubu ile TB grubu arasında birinci kırma testine göre 50 µ ile kumlama yapıldıktan sonra ikinci kırma testinde maksimum bağlanma dayanımında meydana gelen yüzdesel azalma miktarları istatistiksel olarak benzer bulunmuştur ($p=0,705$)(Çizelge 4.10).

GC grubu ile TB grubu arasında birinci kırma testine göre 90 µ ile kumlama yapıldıktan sonra ikinci kırma testinde maksimum bağlanma dayanımında meydana gelen yüzdesel azalma miktarları da istatistiksel olarak benzer saptanmıştır ($p=0,567$)(Çizelge 4.10).

GC grubu içerisinde 50 µ ile kumlanan grup ve 90 µ ile kumlanan grup arasında birinci kırma testine göre ikinci kırma testinin ardından maksimum bağlanma dayanımında meydana gelen yüzdesel azalma miktarları istatistiksel olarak benzer saptanmıştır ($p=0,503$)(Çizelge 4.10).

TB grubu içerisinde de 50 µ ile kumlanan grup ve 90 µ ile kumlanan grup arasında birinci kırma testine göre ikinci kırma testinin ardından maksimum bağlanma dayanımında meydana gelen yüzdesel azalma miktarları istatistiksel olarak benzer tespit edilmiştir ($p=0,677$)(Çizelge 4.10).

Çizelge 4.10. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre birinci kırma testine göre ikinci kırma testi sonucunda maksimum bağlanma dayanımında (MPa) meydana gelen yüzdesel değişim yönünden yapılan karşılaştırmalar

	GC Ortho Connect	Transbond Supreme	p-değeri ^{1,3}
50 μ	-30,9 (-58,6 – 22,5)	-33,8 (-63,3 – 3,5)	0,705
90 μ	-44,5 (-58,6 – -21,5)	-30,4 (-47,2 – -21,1)	0,567
p-değeri ^{2,3}	0,503	0,677	

Tanımlayıcı istatistikler; medyan (25.yüzdelik-75.yüzdelik) biçiminde gösterildi. ¹ Her bir kumlama miktarı içerisinde adeziv komponentler arasında yapılan karşılaştırmalar, ² Her bir adeziv komponent içerisine kumlama mikronları arasında yapılan karşılaştırmalar, ³ Mann Whitney U testi, Bonferroni düzeltmesine göre $p < 0,0125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

GC grubu ile TB grubu arasında birinci kırma testine göre 50 μ ile kumlama yapıldıktan sonra ikinci kırma testinde maksimum bağlanma kuvvetinde meydana gelen yüzdesel azalma miktarları istatistiksel olarak benzer bulunmuştur ($p=0,705$)(Çizelge 4.11).

GC grubu ile TB grubu arasında birinci kırma testine göre 90 μ ile kumlama yapıldıktan sonra ikinci kırma testinde maksimum bağlanma kuvvetinde meydana gelen yüzdesel azalma miktarları da istatistiksel olarak benzer saptanmıştır ($p=0,567$)(Çizelge 4.11).

GC grubu içerisinde 50 μ ile kumlanan grup ve 90 μ ile kumlanan grup arasında birinci kırma testine göre ikinci kırma testinin ardından maksimum bağlanma kuvvetinde meydana gelen yüzdesel azalma miktarları istatistiksel olarak benzer saptanmıştır ($p=0,503$)(Çizelge 4.11).

TB grubu içerisinde de 50 μ ile kumlanan grup ve 90 μ ile kumlanan grup arasında birinci kırma testine göre ikinci kırma testinin ardından maksimum bağlanma kuvvetinde meydana gelen yüzdesel azalma miktarları istatistiksel olarak benzer tespit edilmiştir ($p=0,677$)(Çizelge 4.11).

Çizelge 4.11. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre birinci kırma testine göre ikinci kırma testi sonucunda maksimum bağlanma kuvvetinde (N) meydana gelen yüzdesel değişim yönünden yapılan karşılaştırmalar

	GC Ortho Connect	Transbond Supreme	p-değeri ^{1,3}
50 µ	-30,9 (-58,6 – 22,5)	-33,8 (-63,3 – 3,5)	0,705
90 µ	-44,5 (-58,6 – -21,5)	-30,4 (-47,2 – -21,1)	0,567
p-değeri ^{2,3}	0,503	0,677	

Tanımlayıcı istatistikler; medyan (25.yüzdelik-75.yüzdelik) biçiminde gösterildi. ¹ Her bir kumlama miktarı içerisinde adeziv komponentler arasında yapılan karşılaştırmalar, ² Her bir adeziv komponent içerisinde kumlama mikronları arasında yapılan karşılaştırmalar, ³ Mann Whitney U testi, Bonferroni düzeltmesine göre $p < 0,0125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

GC grubunun birinci kırma testine ait ARI skorları ve 50 µ ile kumlanan örneklerin ikinci kırma testine ait ARI skorlarının dağılımı istatistiksel olarak benzer bulunmuştur ($p=0,773$)(Çizelge 4.12).

GC grubunun birinci kırma testine ait ARI skorları ve 90 µ ile kumlanan örneklerin ikinci kırma testine ait ARI skorlarının dağılımı istatistiksel olarak benzer saptanmıştır ($p=0,886$)(Çizelge 4.12).

TB grubunun birinci kırma testine ait ARI skorları ve 50 µ ile kumlanan örneklerin ikinci kırma testine ait ARI skorlarının dağılımı istatistiksel olarak benzer bulunmuştur ($p=0,123$)(Çizelge 4.12).

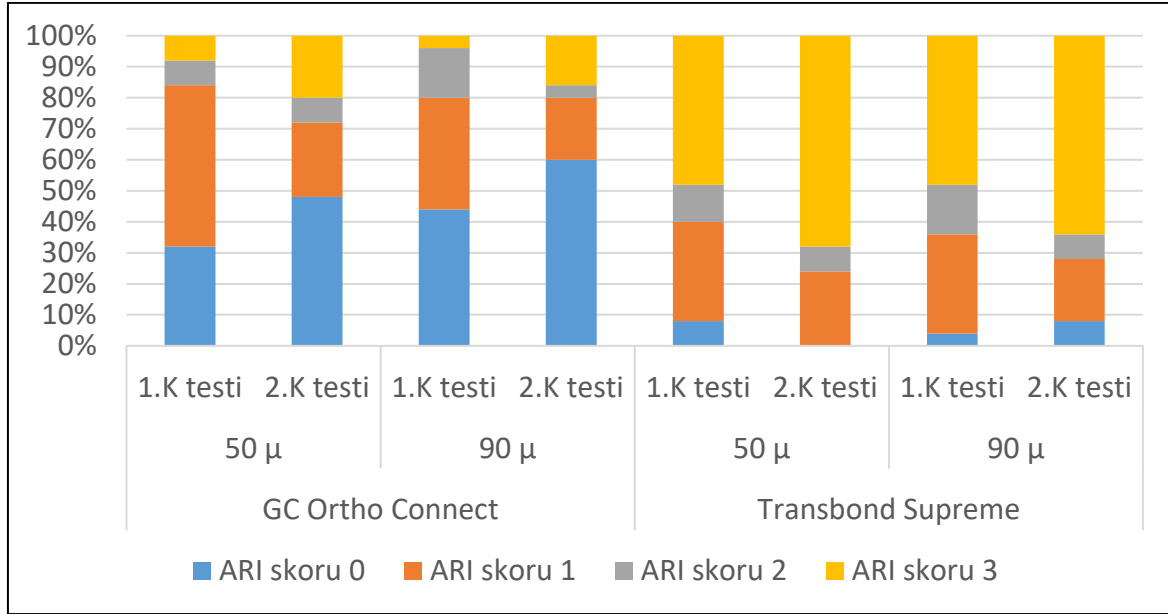
TB grubunun birinci kırma testine ait ARI skorları ve 90 µ ile kumlanan örneklerin ikinci kırma testine ait ARI skorlarının dağılımı istatistiksel olarak benzer saptanmıştır ($p=0,492$)(Çizelge 4.12).

GC ve TB grubunun birinci kırma testine ait ARI skorları takiben 50 µ ve 90 µ kumlama yapıldıktan sonra yapılan ikinci kırma testine ait ARI skorları dağılımı şekilsel gösterimi Şekil 4.9'da yer almaktadır.

Çizelge 4.12. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre ikinci kırma testi sonucunda ARI skorları yönünden gözlemlerin dağılımı.

		<i>Birinci kırma testi</i>					<i>p-değeri</i> ¹
		0	1	2	3	Toplam	
İkinci Kırma Testi	GC Ortho Connect, 50 µ						0,773
	0	3 (%12)	8 (%32)	1 (%4)	0 (%0)	12 (%48)	
	1	2 (%8)	2 (%8)	1 (%4)	1 (%4)	6 (%24)	
	2	2 (%8)	0 (%0)	0 (%0)	0 (%0)	2 (%8)	
	3	1 (%4)	3 (%12)	0 (%0)	1 (%4)	5 (%20)	
	<i>Toplam</i>	8 (%32)	13 (%52)	2 (%8)	2 (%8)	25 (%100)	
	GC Ortho Connect, 90 µ						0,886
	0	8 (%32)	3 (%12)	3 (%12)	1 (%4)	15 (%60)	
	1	2 (%8)	2 (%8)	1 (%4)	0 (%0)	5 (%20)	
	2	0 (%0)	1 (%4)	0 (%0)	0 (%0)	1 (%4)	
	3	1 (%4)	3 (%12)	0 (%0)	0 (%0)	4 (%16)	
	<i>Toplam</i>	11 (%44)	9 (%36)	4 (%16)	1 (%4)	25 (%100)	
	Transbond Supreme, 50 µ						0,123
	0	0 (%0)	0 (%0)	0 (%0)	0 (%0)	0 (%0)	
	1	0 (%0)	3 (%12)	1 (%4)	2 (%8)	6 (%24)	
	2	0 (%0)	0 (%0)	0 (%0)	2 (%8)	2 (%8)	
	3	2 (%8)	5 (%20)	2 (%8)	8 (%32)	17 (%68)	
	<i>Toplam</i>	2 (%8)	8 (%32)	3 (%12)	12 (%48)	25 (%100)	
	Transbond Supreme, 90 µ						0,492
	0	0 (%0)	0 (%0)	1 (%4)	1 (%4)	2 (%8)	
	1	0 (%0)	2 (%8)	1 (%4)	2 (%8)	5 (%20)	
	2	1 (%4)	0 (%0)	0 (%0)	1 (%4)	2 (%8)	
	3	0 (%0)	6 (%24)	2 (%8)	8 (%32)	16 (%64)	
	<i>Toplam</i>	1 (%4)	8 (%32)	4 (%16)	12 (%48)	25 (%100)	

Tanımlayıcı istatistikler; gözlem sayısı ve (%) biçiminde ifade edildi. ¹ Kullanılan adeziv türü ile uygulanan kumlama mikronu alt grupları içerisinde ARI skorları yönünden birinci ve ikinci kırma testi arasında yapılan karşılaştırmalar, Marjinal Homojenlik testi, Bonferroni düzeltmesine göre $p < 0,0125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 4.9. Kullanılan adeziv ve kum mikronuna göre birinci ile ikinci kırma testi sonucunda ARI skorları yönünden gözlemlerin dağılımı

50 µ ile kumlama yapıldıktan sonra birinci kırma testine göre ikinci kırma testinin ardından ARI skorlarında meydana gelen değişim yönünden GC grubu ile TB grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,266$)(Çizelge 4.13).

90 µ ile kumlama yapıldıktan sonra birinci kırma testine göre ikinci kırma testinin ardından ARI skorlarında meydana gelen değişim yönünden de GC grubu ile TB grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,492$)(Çizelge 4.13).

GC grubu içerisinde birinci kırma testine göre ikinci kırma testinin ardından ARI skorlarında meydana gelen değişim yönünden kumlama mikronları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p=0,992$)(Çizelge 4.13).

TB grubu içerisinde de birinci kırma testine göre ikinci kırma testinin ardından ARI skorlarında meydana gelen değişim yönünden kumlama miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanamamıştır ($p=0,684$)(Çizelge 4.13).

Çizelge 4.13. Birinci kırma testine göre ikinci kırma testi sonucunda ARI skorundaki değişim yönünden adeziv ve kumlama mikronları arasında yapılan karşılaştırmalar

	GC Ortho Connect	Transbond Supreme	p-değeri ^{1,3}
50 µ	0,0 (-1,0 – 1,0)	0,0 (0,0 – 2,0)	0,266
90 µ	0,0 (-1,0 – 1,0)	0,0 (0,0 – 2,0)	0,492
p-değeri ^{2,3}	0,992	0,684	

Tanımlayıcı istatistikler; medyan (25.yüzdelik-75.yüzdelik) biçiminde gösterildi. ¹ Her bir kumlama mikronu içerisinde adeziv komponentler arasında yapılan karşılaştırmalar, ² Her bir adeziv komponent içerisine kumlama mikronları arasında yapılan karşılaştırmalar, ³ Mann Whitney U testi, Bonferroni düzeltmesine göre $p < 0,0125$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



5. TARTIŞMA

5.1. Çalışma Amacı ve Gereç-Yöntemin Tartışılması

Sabit ortodontik tedavinin en önemli aşamalarından biri kuvvetlerin dişlere iletilmesini sağlayan braketlerin mine yüzeyine etkili bir bağlanma sağlamasıdır. Braketlerin mineye bağlanmasını sağlayan bondingin en önemli aşamalarından biri uygun adeziv sistemi kullanılmasıdır. Adeziv sistemlerindeki gelişmelerin genel olarak braketlerin hem mineye olan bağlanma dayanımı artışının sağlanması hem de uygulama aşamalarının azaltılmasını amaçlamaktadır. Adeziv sistemlerinde ilerleyen teknoloji ile birlikte gelişmelerden biri de primer uygulanmadan kullanabilen adeziv sistemlerinin ortaya çıkmasıdır. Literatür incelendiğinde mine yüzeyine primer uygulanıp uygulanmamasının braketlerin bağlanma dayanımı üzerinde etkisi tartışmalıdır. İncelenen çalışmalar primerli ve primersiz kullanılan adeziv sistemlerini karşılaştırdığında; primer uygulanmayan grupta daha düşük bağlanma dayanımı bildirmiştir [194, 195] ancak primer uygulaması braketlerin klinikte başarısızlık oranları arasında fark oluşturmamıştır [196-199].

Bonding uygulaması sırasında primer aşamasının kaldırılmasının çeşitli avantajları; ortodontistin daha hızlı bir şekilde braketleme yapabilmesi dolayısıyla zaman kaybının önlenmesi ve ara aşamalarda oluşabilecek kontaminasyon riskini elimine edilmesi sayılabilmektedir [196, 200]. Ayrıca içeriği nedeniyle primerler yüksek alerjendir. İncelenen literatürlerde ortodonti bölümünde çalışan personellerde el dermatozlarının sıklıkla görüldüğü bildirilmiştir. Primer aşamasının kaldırılmasının yüksek alerjen olan bu maddeye maruz kalmayı azaltarak el dermatozlarının ortaya çıkma insidansını düşürebileceği varsayılmaktadır [201, 202].

Bir diğer farklı adeziv sistemi olan akışkan kompozitlerin gelişimi, geleneksel hibrit kompozitlerin küçük parçacık boyutunu koruyarak, dolgu içeriği azaltılarak ve artan rezin karışımın viskozitesinin azaltılmasıyla olmaktadır. Son yıllarda çok sayıda yeni akışkan kompozit rezin geliştirilmiştir. Bununla birlikte, bu materyaller klinisyen tarafından mineye klinik olarak kabul edilebilir sıyrma bağlanma dayanımını (SBS) garanti edebildikleri takdirde kullanılabilir. Bu konuda yayınlanan çalışmalarda çelişkili sonuçlar ortaya çıkmıştır.

Akışkan kompozitlerin kullanımı Tecco ve diğerleri [86] ile Ryou ve diğerleri [87] tarafından tavsiye edilirken, Uysal ve diğerleri [203] tarafından yapılan çalışmada akışkan kompozitlerin SBS değerlerinin önemli ölçüde daha düşük olduğu rapor edilmiş ve bu nedenle bunların ortodontik braketlerin doğrudan yapıştırılmasında kullanılması önerilmemiştir.

Şu anda mevcut olan akışkan adezivlere göre daha iyi bağlanma dayanımı iddiasında olan diğer bir akışkan rezin, Transbond Supreme LV' (3M Unitek, Monrovia, California)dir. Üreticilere göre silika ve zirkonya nano dolgu maddelerinin (ağırlıkça %65) kombinasyonunun bu akışkan rezine mükemmel dayanıklılık, akış ve aşınma özellikleri kazandırdığı iddia edilmiştir ve bu durumun onu ideal bir ortodontik yapıştırıcı haline getireceği belirtilmiştir [204]. Akışkan kompozitler braket tabanı ile mine arasında iyi bir yüzey teması ve moleküler düzeyde daha iyi yapışma sağlamaktadır. Kompozit daha akışkan olmasına bağlı temas açısı daha küçük, daha iyi ıslanma ve daha iyi yapışma olmaktadır. Bununla birlikte, akışkan kompozitlerle yapılan önceki çalışmalar, bunların klinik kullanımı açısından tartışmalıdır.

Çalışmamızın birinci amacı, direkt bonding için kullanılan primersiz adeziv sistemi olarak geliştirilen GC Ortho Connect Adeziv ile nanodolduruculu bir akışkan kompozit olan Transbond Supreme LV Adezivin bağlanma dayanımının ölçülmesi, kopma bölgelerinin değerlendirilmesi ve iki farklı adeziv sisteminin karşılaştırılmasıdır.

Braketlerin bağlanma dayanımının yeterli olmaması, hastanın tedavi sırasında dikkat etmemesi gibi faktörler, braketlerin mineden ayrılmasına neden olabilir. Bazen ise hekim yanlış konumda yerleştirilmiş herhangi bir braket konumunu değiştirmek isteyebilir. Braketin kopması durumunda klinisyen yeni bir braket yapıştırabilir ya da aynı braketin tekrar kullanmak isteyebilir. Braketlerin tekrar kullanımı amacıyla geliştirilmiş çeşitli geri dönüşüm yöntemleri vardır[177]. En sık kullanılan yöntemlerden biri de braket tabanına kumlama yapılmasıdır. Kumlama yönteminde, cihazdan Al_2O_3 kum partikülü püskürtme şeklinde braket tabanındaki artık yapıştırıcıyı temizlemektedir. Literatür incelendiğinde, braket geri dönüşümünde kumlama yönteminde genellikle 50 ve 90 mikron Al_2O_3 kum partikülü kullanıldığı görülmüştür[190, 205]. Farklı mikronda Al_2O_3 kum kullanımının

bağlanma dayanımına etkisiyle ilgili çeşitli araştırmalar vardır[6,181]. Montero ve diğerleri 25, 50, 110 mikron Al_2O_3 ile kumlama yapılmasının bağlanma dayanımına etkisini karşılaştırmış ve 25 mikron partikül kullanımını önermiştir[6]. Kumar ve diğerleri 90 mikron Al_2O_3 kullanımını önermiştir[181]. Kachoei ve diğerleri ise 50 mikron Al_2O_3 ile kumlama yapılmasının uygun olduğunu bildirmiştir[207]. Ancak 50 ve 90 mikron Al_2O_3 kum partikülü kullanılmasının bağlanma dayanımını karşılaştıran herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu nedenle, bu çalışmanın ikinci amacı, 50 ve 90 mikron Al_2O_3 kumlama yapılarak temizlenen braketlerin ikinci bağlanma dayanımının ölçülmesi, kopma bölgelerinin değerlendirilmesi ve sonuçların birinci bağlanma dayanımı ölçümleri ile karşılaştırmaktır.

İn vitro braket bağlanma dayanımını araştıran çalışmalarda mümkün olduğunca ağız içi faktörlere benzer şartlar sağlanmaya çalışılır. Ancak birebir ağız içinin taklit edilmesinin ve standardizasyonun sağlanmasının zorluğu bazı çalışmalarda belirtilmiştir[206, 207]. Çok fazla değişken olması ve standardizasyon sağlamadaki zorluklar açısından bu tez çalışmasında, literatürde en çok tercih edilen ve uygun olan yöntemler seçilmiştir. Braket yapıştırmak için kullanılan adeziv sistemi ve braket tabanının temizlenmesi için kullanılan farklı mikrondaki Al_2O_3 kumlama materyali dışında diğer değişkenlerin aynı olmasına dikkat edilmiştir.

Braketlerin bağlanma dayanımı ile ilgili yapılan in vitro çalışmalar incelendiğinde yapıştırma yüzey materyali olarak sığır keser, insan keser, premolar, molar dişleri kullanıldığı gibi dental rezin materyallerinden yapılan kaideler de kullanılmıştır[6, 123, 208]. Sığır keser dişleri insan dişlerine benzer yapıda olsalar da bir çalışma sığır dişlerine olan bağlanma dayanımının insan dişlerine olan bağlanma dayanımından %21-44 oranları arasında düşük olduğunu göstermiştir[211]. Dişlerin mine yüzeyi bağlanma dayanımını etkilemektedir ve posterior bölgedeki dişler çiğneme fonksiyonu sırasında daha fazla kuvvetlere maruz kalmaktadır. Fox ve diğerleri yaptıkları araştırmada in vitro bağlanma dayanımı ölçümü yapılacak çalışmalarda premolar diş seçiminin ideal olduğunu belirtmiştir[210]. Bu nedenle tez çalışmamızda ortodontik tedavi amacıyla veya periodontal nedenlerle de sıklıkla çekimi yapılması gereken üst premolar dişler kullanılmıştır.

Yapılan in vitro çalışmalarda kullanılan dişlerin muhafaza koşullarının amacı bakteriyel kontaminasyonu engellemek, nemli ortamda kurumalarına engel olmaktır [123]. Ayrıca dişleri muhafaza için kullanılan solüsyonun bağlanma dayanımını etkilememesi gerekmektedir. Bu amaçla kullanılan solüsyonlar timol, distile su, formalin ve salin solüsyonu olarak sayılabilmektedir [212]. Bir çalışma farklı solüsyonlarda, farklı sürelerde saklanan dişlerin bağlanma dayanımında anlamlı bir farklılık tespit etmemiştir [213]. Bizim çalışmamızda 100 adet üst premolar diş %0.1 timol solüsyonu içinde maksimum 3 ay olacak şekilde saklanmıştır. Dişler oda sıcaklığında timol solüsyonunda bekletilerek kimyasal ve fiziksel olarak mine yapısının bozulmaması ve bakteri ürememesi sağlandı. Yapıştırma işleminden 1 hafta önce polimerizasyonun olumsuz etkilenme ihtimaline karşın dişlerin timol solüsyonundan tamamen izole olması amacıyla üst premolar dişler su içine alınmış ve her gün su yenilenmiştir. İncelenen literatürde %0.1 timol solüsyonunun bakteriyel kontaminasyonu önlemekte etkili olduğu ve bağlanma dayanımını olumsuz etkilemediği bildirilmiştir ancak yinede çalışmamızda timol solüsyonunun izolasyonu için dişler 1 hafta su içinde bekletilmiştir [209].

Braket tabanı (base) alanı ve tasarımı bağlanma dayanımını etkileyen faktörlerden biridir [214]. Metal braketlerin taban (base) tasarımı mine yüzeyine adeziv ile mikromekanik bağlanma yapacak şekilde tasarlanmıştır [215]. Mekanik tutuculuk sağlanması için braket tabanı için örgü tasarım yapıldığı gibi braket tabanına kumlama ya da kimyasal pürüzlendirme gibi uygulamalar da yapılmıştır. En sık kullanılan base tasarımı mesh tabandır. Farklı taban alanı ve mesh boyutlarına sahip braketler üretilmiştir [216]. Günümüzde estetik gereksinimlerden dolayı braket boyutu ve taban alanlarında küçülmeye gidilmiştir. Yapılan bir çalışma, taban alanı $9,5 \text{ mm}^2$ 'den az olan braketlerin bağlanma dayanımının, $9,5\text{-}12,4 \text{ mm}^2$ arasında taban alanına sahip braketlerin bağlanma dayanımından $3,9 \text{ MPa}$ kadar daha düşük olduğunu bildirmiştir [79]. Ayrıca farklı mesh boyutlarına sahip braketler de üretilmiştir. Maijer ve diğerleri [122] yaptıkları araştırmada 80 ve 100 gauge mesh taban boyutlarına sahip braketlerin bağlanma dayanımının daha yüksek olduğunu belirtmiştir. Literatürde mesh base örgü aralıklarının bağlanma dayanımına etkisi olmadığını bildiren çalışmalar da yer almıştır[126]. Bu tez çalışmasında CNC teknolojisi ile üretilen 80 gauge mesh base ve $11,045 \text{ mm}^2$ taban alanına sahip 0.018

slot Avex marka Roth metal üst premolar braket (Opal Orthodontics by Ultradent, South Jordan, Utah) kullanılmıştır.

Braketlerin yapıştırılmasından önce mine yüzeyinde yer alan organik artıkların temizlenmesi gerekmektedir. Mine yüzeyinin temizlenmesi amacıyla düşük turlu angulduruya takılmış lastik veya kıl fırça ile florlu, florsuz pat ya da pomza uygulanmıştır. Mine yüzeyinde yer alan pelikül tabakasının temizlenmesinin bağlanma dayanımını artırdığı literatürde bildirilmesine rağmen Lindauer ve diğerleri yaptıkları çalışmada mine yüzeyi temizlenen ve temizlenmeyen dişlere yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımı arasında istatistiksel bir farklılık tespit etmemiştir [122, 217]. Mine yüzeyinin temizlenmesi, yapıştırma işlemini olumsuz etkilememesi sebebiyle yapılması önerilmektedir [17,218]. Ayrıca mine yüzeyi temizlenmesi için firmalar tarafından florsuz patlar üretilmiş olsa da yapıştırma işleminden önce flor uygulamasının ya da florlu pat kullanımının bağlanma dayanımını etkilemediği bildirilmiştir [219]. Cossellu ve diğerleri ise braket yapıştırmadan önce florür uygulanmasının SBS'yi önemli ölçüde azalttığını bildirmiştir [220]. Literatürde bu konuyla ilgili fikir ayrılığı söz konusudur. Bu nedenle tez çalışmamızda dişler florsuz pat ile angulduruya takılmış kıl fırçayla düşük turda 15 sn olarak mine yüzeyi temizlendi. Uygulama sonrası pat, mine yüzeyinde kalmayacak şekilde hava su spreyi kullanılarak 20 sn yıkanmıştır [221].

Sıyırma testi yapılabilmesi için cihaza uyumlu olacak şekilde örneklerin sabit kalması gerekmektedir. Braket yapıştırılmış olan dişlerin kökleri rijit bir materyal içine gömülerek test sırasında sabit kalmayı sağlamaktadır. Araştırmalarda dişlere uygulanacak sıyırma testi öncesinde akrilik rezin, sert alçı gibi materyallere gömülerek stabilite sağlanmıştır. Bu materyaller kullanılacak test cihazına uygun boyutta plastik, metal veya silikon kalıplara dökülerek kullanılmıştır [98, 122, 123, 209]. Bu tez çalışmasında üst premolar dişler 25 mm çapında, 40 mm boyunda plastik manşonlara soğuk akrilik rezine gömülmüştür. Sıyırma testi sırasında cihazın bıçak kısmının braket tabanına paralel hareket etmesi için dişler gömülürken bukkal yüzeyin, braket yapıştırılacak bölgenin yere dik olmasına dikkat edilmiştir.

Braket yapıştırılmasının ilk aşaması, mine yüzeyine bağlanmanın sağlanması için mine yüzey enerjisini artırmak amaçlı mine pürüzlendirme yapılmasıdır. Mine yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesi Buonocore ve diğerlerinin [13] çalışmasına dayanmaktadır. Asitle pürüzlendirme mine yüzeyi ıslanabilirliğini artırmıştır. Asit uygulamasının mine yüzeyinde oluşturduğu rezin taglar mikromekanik bağlanmayı sağlamaktadır. İncelenen literatürlerde braket bağlanmasını asit konsantrasyonu, çeşidi ve uygulama süresinin etkilediği belirtilmiştir [222, 223]. Çalışmalarda genellikle fosforik asit jel formunda kullanılmıştır [181]. Fosforik asite alternatif olarak maleik asit, poliakrilik asit uygulamaları, kumlama yapılması ya da lazer uygulaması gibi çeşitli yöntemler denense de altın standart %35- %37 fosforik asit uygulaması olarak kabul edilmiştir [123, 128, 224]. Shinci ve diğerleri [225] farklı konsantrasyonda fosforik asit(%3, %5, %10, %20, %35, %65) uygulamalarını karşılaştırdıkları çalışmada braketlerin bağlanma dayanımları arasında fark bulamazken mikroskopik incelemede en uzun rezin tagların %35 konsantrasyonda olduğunu bildirmiştir. %35- %37 konsantrasyonda fosforik asit jelin 15, 20, 30 ve 60 sn gibi farklı sürelerde uygulandığı çalışmalarda 15-30 sn uygulamanın bağlanma dayanımı için ideal olduğu belirtilmiştir [28, 226]. Çalışmamızda üretici firmanın önerileri doğrultusunda %37 fosforik asit jel mine yüzeyine 15 sn uygulandı, hava-su spreyi ile yıkandı ve 10 sn kurutuldu. Tüm dişlerin mine yüzeyinde asit uygulanan alanda opak tebeşirimsi yüzey gözlenmiştir.

Işıkla polimerize olan adezivler için çeşitli ışık kaynakları(Halojen ışık kaynakları, Plazma ark ışık kaynakları, LED ışık kaynakları, Argon lazer ışık kaynakları) üretilmiştir. Üretilen ışık kaynaklarından LED ışık cihazları hafif, uzun ömürlü olması gibi klinik açıdan kullanımı avantajlıdır. Ayrıca kompozit polimerizasyonunu başlatan kamforokinonun aktiflenmesini sağlayan dalga boyunda ışık üretirler[227]. Polimerizasyonu ışığın yoğunluğu, süresi ve uygulanma mesafesi etkilemektedir[228, 229, 230]. Yapılan çalışmalar braketleri yapıştırdıktan sonra LED ışık cihazı ile polimerizasyon süresinin 20 sn altında olmaması gerektiğini bildirmiştir. LED ışık cihazı ile 20 sn'den daha az polimerizasyon süresi ile bağlanma dayanımı anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur[229, 230]. Teknolojik gelişmeler yüksek ışık yoğunluğuna sahip LED ışık üniteleri kullanılarak kısa sürede polimerizasyon sağlanması ve klinik çalışma süresini (chair time) azaltmayı amaçlamıştır. Bu amaçla 3 sn polimerizasyon sağlayan ışık cihazları geliştirilmiştir. Yapılan bir çalışmada 12 aylık bir süre boyunca Valo Led ünitesi ile 3 sn polimerizasyon ve normal LED ünitesi 10 sn

polimerizasyon arasında klinik braket başarısızlık oranlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır [110]. Çalışmamızda, LED ışık cihazı(Woodpecker Led-F) ile braketin sağ ve sol tarafından 10'ar sn olmak üzere toplamda 20 sn ışınlanarak polimerize edilmiştir.

Bağlanma dayanımını inceleyen çalışmalara bakıldığında braketler yapıştırıldıktan sonra deney aşamaları yapılana kadar intraoral ortamı taklit etmek amaçlı dişler su, distile su ve deiyonize suda farklı sürelerde ve farklı derece sıcaklıklarda saklanmaktadır [87, 231, 232,233,234]. Nagel ve diğerleri [235], bir günden bir aya kadar, Reynolds ve diğerleri [82] ise altı aya kadar suda bekleme süresinin bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir değişiklik oluşturmadığını bildirmiştir. Jassem ve diğerleri [236] yaptıkları çalışmada farklı ısı derecelerinde, oda sıcaklığında sabit bir sürede beklettikleri dişler ile 37 derecede etüvde bekletilen örneklerin bağlanma dayanımı arasında farklılık olmadığını bildirmiştir. Ağız sıcaklığı değişkendir ve çeşitli faktörlerden(yaş, cinsiyet v.s) etkilenebilir. Literatürde bu sıcaklık değişikliklerini labarotuvan ortamına taklit etmek amaçlı termal siklus prosedürü uygulanmaktadır. Termal siklus protokolü standart değildir ve farklı prosedür, siklus sayısı uygulanabilmektedir. Termal siklus uygulanan çalışmalarda genel olarak bağlanma dayanımında azalma olduğu tespit edilmiştir [237, 238, 239]. Ancak termal siklus ile bağlanma dayanımında farklılık olmadığını ve termal siklusun ağız içi ortamı taklit edemediğini bildiren araştırma da yer almaktadır [73, 240]. Çalışmamızda örnekler test aşamaları arasında oda sıcaklığında su içinde saklanmıştır.

İn vitro çalışmalarda bağlanma dayanımını ölçmek amacıyla sıyırma testi, çekme testi gibi farklı test tipleri kullanılmaktadır. Tedavi sırasında braketlere gelen intraoral kuvvetler dikkate alındığında sıyırma testi bağlanma dayanımı ölçülmesinde oldukça güvenilirdir [241, 242]. İncelenen literatürde sıyırma testi ile klinik başarı arasında güçlü bir paralellik olduğu görülmüştür [243]. Çalışmalarda genellikle sıyırma testi uygulanırken bıçağın hızı 0.5, 1, 5 mm/dk olarak farklı hızlarda uygulanmaktadır [178, 209] . Sıyırma testi farklı bıçak hızlarının sonuçları değerlendirildiğinde bağlanma dayanımı sonuçlarını etkilemediğini belirten çalışmalar [212] varsa da bazı literatürler bıçak hızı azaldıkça bağlanma dayanımı sonuçlarının arttığını bildirmiştir [244]. Ayrıca sıyırma testi sırasında bıçağın açısının braket mine bağlanma yüzeyine paralel olacak şekilde kuvvet iletilmesine dikkat edilmelidir. Bir çalışmada bıçağın açısı arttıkça bağlanma dayanımının azaldığı bildirilmiştir [244]. Bu bilgiler

doğrultusunda çalışmamızda bıçak açısı braket mine bağlanma yüzeyine paralel ve bıçak hızı 1mm/dk olacak şekilde sıyırma testi yapılmıştır. Sıyırma testi sırasında kopan braketin maksimum bağlanma dayanımı test cihazına bağlı bilgisayar tarafından Newton olarak kaydedilmiştir. Takibinde maksimum bağlanma dayanımı(Newton) braket taban alanına(mm²) bölünmüştür. Bağlanma dayanımı milimetrekareye düşen bağlanma kuvveti(N), Megapaskal(Mpa) olarak ifade edilmiştir. Fox ve diğerleri, bağlanma dayanımı ölçüm birimi olarak Megapaskal olarak kullanılmasının uygun olduğunu bildirmiştir [210].

Sıyırma testi sonrası braketlerin mine yüzeyinden ayrılma bölgelerini değerlendirmek amacıyla adeziv artık indeksi(ARI) kullanılmıştır. Literatürde ARI skorlaması yapılması için; Artun ve Bergland [191] tarafından geliştirilen 4 aşamalı skor (0: mine yüzeyinde adeziv yok, 1: mine yüzeyinde adezivin %50'sinden az kaldığı, 3: mine yüzeyinde adezivin %50'sinden fazla kaldığı, 4: adezivin tamamının mine yüzeyinde kaldığı) ve Bishara ve Truiove [135] tarafından geliştirilen 5 aşamalı skor(1: adezivin tamamı mine yüzeyinde, 2: adezivin %90'dan fazlası mine yüzeyinde, 3: adezivin %10 ile %90 arasında mine yüzeyinde, 4: adezivin %10'dan daha azı mine yüzeyinde, 5: mine yüzeyinde adeziv yok) kullanılmaktadır. 2012 yılında yapılan bir çalışma hem 4 hem de 5 skorlu ARI indeks ile taramalı elektron mikroskobu(SEM) görüntü analizleri kullanarak artık adeziv miktarını değerlendirmiştir. Çalışma sonuçları 4 veya 5 skorlu ARI sonuçları ile SEM görüntü analizi sonuçlarının benzer olduğunu bildirmiştir [245]. Ayrıca incelenen literatürde çıplak gözle ve mikroskop altında farklı büyütme yapılarak belirlenen ARI skorları karşılaştırılmıştır. Mikroskop altında daha yüksek büyütmelerle(x16, x25 ve x40 büyütme) belirlenen ARI skorları arasındaki uyumun daha iyi olduğu belirlenmiştir [246]. Bu nedenle bizim çalışmamızda x25 büyütme yapılarak mikroskop altında Artun ve Bergland skorlama sistemi kullanılarak artık adeziv değerlendirilmesi yapılmıştır.

Birinci sıyırma testi bağlanma dayanımı sonuçları elde edilip, mine yüzeyinde kalan artık adeziv değerlendirmesi yapıldıktan sonra kırılan braketlerin tekrar yapıştırılması planlanmıştır. Kırılan braketler yapıştırılmadan önce mine yüzeyinde kalan artık adezivin temizlenmesi gerekmektedir. Mine yüzeyinin temizlenmesi amacıyla birçok yöntem(el aletleri, ultrasonik, kumlama ve döner aletlerle temizleme) kullanılmıştır [148, 151, 247]. Oliver ve diğerleri [148] küret, pens gibi el aletleri temizleme işlemi sırasında mine

yüzeyinde kalıcı hasarlar verebildiği için kullanımlarını önermemektedir. Hosein ve diğerleri [151] yaptıkları çalışmada ultrasonik temizleme işleminin mine yüzeyine hasar verdiğini bildirmiştir. Ayrıca ultrasonik temizleme işleminin pahalı olması ve uzun sürmesi de dezavantajlarıdır. Kim ve diğerleri [247], kumlama yöntemiyle mine yüzeyinde artık adezivin temizlendiği çalışmalarında, mine yüzey yapısının düşük turda döner alet ile çıkarılmasıyla benzer olduğunu göstermektedir. Ancak kumlama ile rezin kalıntılarının uzaklaştırılmasının pulpa sağlığı ve hasta konforu açısından dezavantajları bulunmaktadır. Operatörü ve hastayı korumak için özel olarak tasarlanmış bir cihazla kumlama yapılabileceğini bildirmişlerdir.

Günümüzde düşük ya da hızlı turda döner aletlerle mine yüzeyinin temizlenmesi yaygın olarak kullanılmaktadır. Elmas, kompozit, paslanmaz çelik veya tungsten karbid frezler döner aletlerle kullanılabilir [147, 156, 166, 167]. Ancak mineye minimal hasar vermesi ve etkin bir şekilde artık yapıştırıcıyı temizlemesi nedeniyle tungsten karbid frezler altın standart kabul edilmiştir [156]. Farklı bıçak sayılarına sahip tungsten karbid frezler(6, 8, 16 v.s) üretilmiştir [159, 160]. Yetkiner ve diğerleri [163], bıçak sayısının mine yüzeyinde oluşturduğu etki arasında farklılık bildirmezken, Radlanski ve diğerleri [162] 8 bıçaklı tungsten karbid frez kullanılmasının etkin olduğunu ve mineye verdiği zararın minimum olduğunu bildirmiştir. Ayrıca literatürde döner aletlerle çalışırken açığa çıkan ısının pulpa sağlığının olumsuz etkilenmemesi için su soğutması altında çalışılması gerektiği belirtilmiştir [165]. Bu nedenle çalışmamızda airrotor(Sirona, Almanya) ile su soğutması altında 8 bıçaklı tungsten karbid frez(Meisinger, Almanya) kullanılmıştır.

Braketlerin kopma sonrası tekrar kullanılabilmesi için braket tabanında kalan artık adezivin temizlenmesi gerekmektedir. Braketlerin geri dönüştürülmesi amacıyla yakma, freze etme, kimyasal temizleme, lazer ve kumlama yöntemleri kullanılmıştır. Gupta ve diğerleri [5] yaptıkları çalışmada yakma yönteminde braket tabanının sıcaklığını 600-800 °C'ye kadar yükseldiğini, bu durum metal alaşımının yapısını zayıflatarak hasara karşı daha savunmasız hale getireceğini bildirmiştir. Ayrıca, metalik ortodontik braketlerin çoğu ostenitik paslanmaz çelikten yapıldığından, ısı uygulaması krom-karbür bileşiklerinin oluşumuna yol açar. Bu da braketleri korozyona karşı daha duyarlı hale getirmektedir ve bağlanma dayanımının azalmasına neden olabilmektedir [248]. Khanal ve diğerleri [249] yaptıkları

çalışmada yakma yöntemi ile temizlenen braketlerin bağlanma dayanımını oldukça düşük bulmuştur ve kullanımını önermemektedir.

Freze etme yöntemi ile ilgili veriler incelendiğinde, braket tabanını taşlamak için yeşil bir taş[4] veya yavaş hızda bir karbür frez[109, 250] kullanılmaktadır. İncelenen bir meta-analiz, adeziv kalıntısının giderilmesi için bu yöntemin kullanılması durumunda, yeniden yapıştırılan braketlerin bağlanma mukavemetinde önemli ölçüde daha düşük değerler elde edildiğini ortaya çıkarmıştır [251]. Braketten yapıştırıcının çıkarılması sırasında braket ağının bütünlüğünün korunması, mineye yeterli bağlanma kuvvetinin sağlanması açısından çok önemlidir. Braket tabanının yeşil bir taş veya karbür frez kullanılarak taşlanması durumunda yüksek hasar riski veya ağ tabanının aşındırılması riski ortaya çıkar ve bu da bağ mukavemetinde azalmaya neden olur [252].

Lazer yöntemi ile braket tabanı temizleme verileri incelendiğinde Yassei ve diğerleri [177] yaptıkları çalışmada CO₂ lazerin braket tabanından adeziv temizlemede etkin olmadığını bu nedenle braket geri dönüşümünde kullanılmaması gerektiğini belirtmiştir. Ancak Er:YAG lazer yönteminden elde edilen sonuçların analizi, elde edilen değerlerin yeni ortodontik braketlerin değerlerine benzer olması nedeniyle, bu yöntemin artık yapıştırıcının giderilmesinde etkili olduğunu göstermiştir. Ishida ve diğerleri [179] lazer yöntemiyle yeni braketlerin görünüm ve bağlanma performansına benzer şekilde, braket mesh yapısını değiştirmeden, artık yapıştırıcının braket tabanlarından tamamen çıkarılmasını sağladığını bildirirken lazer sistemlerinin pahalı olduğunu belirtmiştir. Grazioli ve diğerleri [251] yaptıkları sistematik analiz ve meta-analiz çalışması da Er-Yag lazerin braket geri dönüşümünde etkili ve verimli bir yöntem olduğunu, yakma ve freze etme yönteminin yeterli bağlanma dayanımını sağlayamadığını bildirmiştir.

Literatür incelendiğinde uygulaması kolay ve ekonomik olması nedeniyle en sık kullanılan geri dönüşüm yöntemi kumlama yöntemidir. Kumlama yönteminde cihazdan Al₂O₃ partikülü belirli bir basınçta püskürtülerek braket tabanından artık adeziv temizlenmektedir. Khanal ve diğerleri yaptıkları çalışmada geri dönüştürülen braketlerin bağlanma dayanımının yeni braketlerden daha düşük olduğunu ancak kumlama ile yeniden kullanılan braketlerin klinik açıdan yeterli bağlanma dayanımı gösterdiğini bulmuştur [249]. 2021 yılında yapılan bir

meta-analizden elde edilen bulgular kumlama ile temizlenen braketlerin bağlanma dayanımının yeni braketlere göre oldukça düşük bulmuştur [251]. 2024 yılında Goh ve diğerleri [253] tarafından yapılan sistematik derlemede erbiyum lazer geri dönüşümünün, maliyeti yüksek olmasına rağmen oldukça verimli olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Al_2O_3 kumlama ise benzer bağlanma dayanımına göre uygun maliyetli bir alternatif olduğu belirtilmiştir. Doğrudan yakma yönteminin en düşük bağlanma dayanımı(SBS) verdiği de sistematik derlemede bildirilmiştir. Literatürde kumlama yönteminin bağlanma dayanımına etkisi çelişkili ise de birçok çalışma muayenehanede kumlamanın, kopan braketlerin geri dönüşümünde en pratik ve ekonomik yöntem olduğu ve klinik açıdan yeterli bağlanma sağladığını bildirmiştir [182, 188].

Çalışmalarda kumlama yönteminde farklı mikron Al_2O_3 partikülü(25, 50, 90, 110 μ) kullanılarak temizleme yapıldığı tespit edilmiştir [6, 181, 252]. Montero ve diğerleri[6], kumlamanın 25 μ , 50 μ ve 110 μ Al_2O_3 partikülü ile yapılmasının bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada boyut arttıkça bağlanma dayanımının azaldığını bu nedenle 25 μ Al_2O_3 ile kumlama yapılmasını önermiştir. Kumar ve diğerleri[181] ise 10 mm uzaklıktan 90 μ Al_2O_3 15-30 sn uygulamanın braket tabanına zarar vermeden yeterli bağlanma sağlayacak temizlemeyi yaptığını belirtmiştir. Bahnasi ve diğerleri[254] ise yaptıkları çalışmada, 50 μ Al_2O_3 ile 10 mm uzaktan 20 sn kumlamanın bağlanma dayanımını etkilemeden braket geri dönüşümü için etkili, ekonomik bir yöntem olduğu belirtmiştir. Kachoei ve diğerleri[207] de çalışmalarında 50 μ Al_2O_3 kumlamanın braket tabanı temizlenmesinde yeterli bağlanma dayanımını sağladığı belirtilmiştir. Bazı yazarlar, 50 μ m Al_2O_3 parçacıklarıyla kumlamanın en çok önerilen seçenek olduğunu belirtmişlerdir[123, 255]. Alcaychahua ve diğerleri yaptıkları araştırmada 25, 50 ve 110 μ Al_2O_3 ile kumlamayı karşılaştırdıkları araştırmada en büyük parçacık boyutuna sahip grubun(110 μ m) en büyük SBS değeri gösterdiğini, 25 ve 50 μ Al_2O_3 ile aralarında istatistiksel bir fark olmadığını bulmuştur[256]. Bu sonuç Montero ve diğerlerinin çalışmasından farklılık göstermiştir[6]. Farklı mikron kumlamaları karşılaştıran literatürde az sayıda çalışma vardır. Bakıldığında araştırmalarda kumlama yönteminde genellikle 50 veya 90 mikron Al_2O_3 kullanılması önerilmiştir. Ancak literatür incelendiğinde 50 ve 90 mikron Al_2O_3 partikül ile kumlamanın karşılaştırıldığı hiçbir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu nedenle bizim çalışmamızda braket

geri dönüşümünde kumlama yönteminde hem 50 hem de 90 mikron Al_2O_3 partikülü 10 mm mesafeden braket tabanına uygulanacak şekilde kullanılmıştır.

İkinci yapıştırma prosedürü birinci yapıştırma ile aynı olacak şekilde her braket ayrıldığı aynı diş üzerine yapıştırılmıştır. Takibinde ikinci sıyırma testi yapılarak bağlanma dayanımı değerleri ve kopma bölgelerinin değerlendirilmesi için ARI skor değerleri ölçülmüştür. Birinci ve ikinci sıyırma testi sonucu bağlanma değerleri ve ARI skorları arasında grup içi ve gruplar arası karşılaştırmalar yapılarak bulgular elde edilmiştir.

5.2. Bulguların Tartışılması

Braket yapıştırmak için kullanılan adezivler üzerine günümüze kadar çeşitli araştırmalar yapılmış ve yeni ürünler geliştirilmiştir. Ortodontik adezivlerden beklenti braketlerin tedavi süresince mine yüzeyine yapışık kalması, ağız içi fonksiyonlardan kaynaklanan kuvvetlere dayanabilmesi ve mine yüzeyine zarar vermeden sökülebilmesidir.

Reynolds ve diğerleri 5,9 ile 7,8 MPa aralığında bir bağlanma dayanımının klinik açıdan yeterli olacağını bildirmiştir[82]. Çalışmamızda birinci kırma testi sonucunda TB grubu ile GC grubu arasında bağlanma dayanımı açısından farklılık bulunmamaktadır. Akışkan bir kompozit olan Transbond Supreme LV adeziv için elde edilen $12,55 \pm 5,33$ MPa, primersiz adeziv olan GC Ortho Connect adeziv için elde edilen $11,49 \pm 5,85$ MPa ortalama bağlanma dayanımı değerleri Reynolds'ın tavsiye ettiği değerlerin üzerinde olduğundan her iki adezivin klinik kullanım açısından uygun olduğu söylenebilir.

Albeladajo ve diğerleri[88], akışkan kompozitlerin ortodontik açıdan kullanımı üzerine yaptıkları çalışmada akışkan kompozitlerin geleneksel kompozit rezinlere benzer bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmiştir. Dört farklı akışkan kompozitin bağlanma dayanımını araştırdıkları çalışmada Transbond Supreme LV için ortalama 13,3 MPa bağlanma dayanımı elde edilmiştir. Elde edilen ortalama bağlanma dayanımı bizim çalışmamız sonucunda elde edilen değere oldukça yakın olarak çalışmamızı desteklemektedir.

Öte yandan Artun ve Bergland [191] tarafından geliştirilen ARI skorlaması, birçok araştırmacı tarafından bağ kopması analizini standartlaştırmaya yardımcı olmak için

kullanılmıştır. Albeladajo ve diğerleri çalışmasında mikroskopik gözlemlere göre, kopma esas olarak adeziv içinde meydana gelmiştir (ARI skoru 1–2). Bizim çalışmamızda birinci kırma testi sonucunda Transbond Supreme LV adezivde kopma bölgesi hem yapıştırıcı içinde hem braket-yapıştırıcı ara yüzünde meydana gelmiştir (ARI skoru 1-3). Albeladajo ve diğerlerinin [88] çalışması bu açıdan bizim çalışmamızdan farklılık göstermektedir. Albeladajo ve diğerleri bizim çalışmamızdan farklı bir metal braket(3M unitek, Monrovia, Calif) kullanmıştır. Ayrıca SBS ölçümü yapılmadan önce braket yapıştırılmış dişler 72 saat suda bekletilmiştir. Çalışma metodolojisiindeki bu farklılıklar ARI skorları açısından farklılık oluşturmuş olabilir.

Mine yüzeyinin korunması için adezivlerde bağ kopmasının yapıştırıcı içinde veya mine-yapıştırıcı ara yüzünde olması beklenmektedir. ARI skoru 3 olduğunda mine kırıkları ve hasarı artma eğilimindedir. Bizim çalışmamızda Transbond Supreme LV için %48 oranında ARI skoru 3 olarak bulunmuştur. Bu sonuç Transbond Supreme LV ile yapıştırılan braketlerin kopma aşamasında mine yüzeyinde hasar oluşturabileceğini düşündürülebilir. Transbond Supreme LV reolojisi nedeniyle asitlenmiş mine yüzeyindeki gözeneklere nüfuz ederek iyi bir bağlanma sağlaması ve primer uygulanması bağlanma dayanımını artırarak bu sonucu ortaya çıkarmış olabilir.

Dubernard ve diğerleri [257] yaptıkları in vitro çalışmada, Transbond Supreme LV adezivin maksimum bağlanma dayanımını 144 ± 37.5 N olarak tespit etmiştir. Bizim çalışmamızda birinci kırma testi sonucunda TB grubunun maksimum bağlanma dayanımı $136,80 \pm 58,10$ N'dur. Bu bağlamda Dubernard ve diğerlerinin çalışması, in vitro açıdan bakıldığında Transbond Supreme LV adezivin klinik kullanımını ve bizim çalışmamızı desteklemektedir. Öte yandan Dubernard ve diğerleri [257] yaptıkları 12 aylık in vivo randomize prospektif çalışmada, Transbond Supreme LV adezivin başarısızlık oranını incelemiş ve %15,3 lük fail oranı tespit etmişlerdir. Her ne kadar in vitro bağlanma dayanımı değerleri klinik açıdan uygun olsalar da in vivo koşulları tamamen sağlamak mümkün olmamaktadır. Bu açıdan in vitro çalışmaların limitasyonları dikkate alınarak çalışmamızın sonuçları değerlendirilmelidir.

Ortodontik adezivler arasında Transbond XT altın standart olarak kabul edilmektedir. BenGasseem ve diğerleri [258] yaptıkları çalışmada, Transbond Supreme LV'nin, Transbond XT'den daha yüksek başlangıç bağlanma gücü sergilediğini gösterirken, Transbond Supreme LV ve Transbond XT'nin yorulma bağlanma mukavemetleri arasında anlamlı bir fark bulamamıştır. Morais ve diğerleri [259] ise Transbond XT, Transbond Plus Color Change, Transbond Supreme LV ve Flow Tain LV olarak dört farklı adezivi değerlendirdikleri çalışmada geleneksel adezivlerin, nanodolduruculu akışkan rezinlere göre daha yüksek başlangıç bağlanma dayanımı gösterdiğini ve 10 dakika ya da 24 saat sonunda Transbond Plus Color Change hariç diğer rezinlerin bağlanma dayanımının farklılık göstermediğini bildirmiştir. Bangasseem ve diğerlerinin[258] çalışmasında hidroksiapatit disklerle yapıştırılan Victory serisi santral braketler kullanılması, Morais ve diğerlerinin[259] çalışmasında santral sıgır kesici dişlere yapıştırılan santral braketler kullanılması gibi metodolojik farklılıklara bağlı farklı sonuçlar ortaya çıkmış olsa da her iki çalışmanın bağlanma dayanımı sonuçları, Transbond Supreme LV'nin Reynolds'a göre klinik kullanım için yeterli bağlanma sağladığını göstermektedir. Morais ve diğerleri [259] yaptıkları çalışmada, 24 saat sonunda tüm adezivlerin ARI skoru 2 ve 3 olarak bulunmuştur. Bu sonuç Transbond Supreme LV'nin bağ kopma bölgesinin braket-adeziv ara yüzünde olduğunu göstererek bulguları bizim çalışmamızı desteklemiştir. Silva ve diğerleri [260] 2012 yılında yaptıkları, Transbond Supreme LV'nin indirekt yapıştırmada kullanımını değerlendirdikleri çalışmada Transbond XT ile arasında bağlanma dayanımı açısından farklılık tespit etmemiş ve bağ kopma bölgesinin tüm adezivlerde ARI skorunu 2-3 olarak tespit ederek bulguları çalışmamızı desteklemiştir.

Ancak bizim çalışmamız Transbond Supreme LV'nin direkt yapıştırmada kullanımını araştırarak bu çalışmadan farklılık göstermiştir. Akışkan kompozitlerin direkt yapıştırmada kullanımından kaçınılmasının bir sebebi manüplasyondaki zorluk olabilir. Ancak Transbond Supreme LV akışkan adeziv reolojisinin geliştirilme amacı malzemenin basınç altında akmasına rağmen ışıkla polimerizasyona kadar yerleştirildikten sonra şeklini koruyabilmesidir. Dolayısıyla bizim çalışmamızda laboratuvar ortamında manüplasyonda herhangi bir zorluk yaşanmamıştır. Öte yandan in vitro ortam sonuçları, in vivo ortama tamamen yansıtılamaz. Ağız için dil, dudak, yanak ve tükürük gibi koşullar devreye gireceği unutulmadan sonuçlar yorumlanmalıdır.

Son zamanlarda geliştirilen adezivlerin amaçlarından biri de primer basamağının elimine edilerek bonding aşamasında hasta başında geçirilen chair-time azaltılmasıdır. Bu amaçla geliştirilmiş, primeri kendi içeriğinde yer alan adeziv GC Ortho Connect merak söz konusu olmuştur. Altman ve diğerleri [79], standart bir adeziv olan Transbond XT'nin primer kullanılarak ve kullanılmayarak bağlanma dayanımına baktığı çalışmada, primer kullanılan grupta ortalama 2,1 Mpa değerinde daha fazla bağlanma dayanımı olmasına rağmen bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunmuştur [79]. Bizim çalışmamızda primer kullanılarak uygulanan Transbond Supreme LV'nin ortalama bağlanma dayanımı primersiz adeziv GC Ortho Connect'ten ortalama 1 MPa daha yüksek bulunmuştur ve bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu açıdan Altman ve diğerlerinin çalışması bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

Tang ve diğerleri [73] ise yaptıkları çalışmada primersiz kullanılan Transbond XT adezivinin bağlanma dayanımı ortalamasını, primer uygulanarak kullanıldığındaki bağlanma dayanımından 2,5 MPa daha yüksek bulmasına rağmen istatistiksel anlamlı bir fark tespit edememiştir. Bu bağlamda bulguları bizim çalışmamızı desteklemektedir. Ayrıca braketlerin bağ kopma bölgeleri değerlendirildiğinde primer kullanılmayan grupta kopmaların mine-adeziv ara yüzünde meydana geldiği belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da Tang ve diğerlerini çalışmasına uyumlu olarak GC Ortho Connect adezivinde bağ kopma bölgesi ARI skor 0-1 olarak mine adeziv ara yüzünde oluşmuştur.

2023 yılında Bahrami ve diğerleri [261] tarafından 60 adet premolar dişe metal braketler yapıştırılarak yapılan çalışmada Transbond XT adeziv ile GC Ortho Connect adezivin bağlanma dayanımı karşılaştırılmıştır. GC Ortho Connect kompozit için ortalama SBS değeri $15,50 \pm 3,25$ MPa ile Transbond XT grubundan önemli ölçüde daha yüksek bulunmuştur. Bizim çalışmamızda GC Ortho Connect grubunun ortalama SBS değeri $11,49 \pm 5,85$ MPa olarak bulunmuştur. Bahrami ve diğerleri [261], bağlanma dayanımını bizim çalışmamızdan daha yüksek SBS değerinde bulmuş olmalarına rağmen, iki çalışma da klinik açıdan GC Ortho Connect adezivin primersiz kullanımını desteklemektedir. Ortalama bağlanma dayanımı arasındaki bu farklılık çalışmalarda kullanılan grup örneklem sayısı farklılığından kaynaklı olabilir. Bahrami ve diğerleri çalışmasında her grupta 20 örnek yer alırken bizim çalışmamızda birinci kırma testinde her grupta 50 örnek yer almaktadır. Ayrıca Bahrami ve

diğerlerinin çalışmasında ARI skorları GC Ortho Connect yapıştırıcı için esas olarak adeziv içinde kopma olduğunu gösterirken, bizim çalışmamızda bağ kopma bölgesi ARI skoru 0-1 olarak mine-adeziv ara yüzünde oluşmuştur[261].

2018 yılında Shapinko ve diğerleri [262] tarafından yapılan çalışmada, GC Ortho Connect adezivi primer uygulayarak ve uygulanmadan bağlanma dayanımını karşılaştırdıkları çalışmada primer uygulanmasının bağlanma dayanımını bir miktar artırdığını ancak istatistiksel olarak bir farklılık oluşturmadığını ve kontrol grubu olan Transbond XT grubuna benzer bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmiştir. Shapinko ve diğerleri [262] primer uygulanmadan kullanılan GC Ortho Connect adeziv ortalama SBS'ini 6.57 ± 0.50 MPa olarak bulmuştur. Bu değer bizim çalışmamızda elde edilen ortalama SBS'ten oldukça düşüktür. Bu farklılık Shapinko ve diğerleri[262] braket yapıştırmak için sığır kesici dişleri kullanmasından ve metod farklılıklarından kaynaklanmış olabilir, bizim çalışmamızda insan premolar dişleri kullanılmıştır. Ortalama bağlanma değerlerinde farklılık olmasına rağmen Shapinko ve diğerleri[262] çalışması da bizim çalışmamız gibi GC Ortho Connect'in klinik açıdan yeterli bağlanma dayanımına sahip olduğunu göstermektedir. Bağ kopma bölgeleri değerlendirildiğinde ise Shapinko ve diğerleri çalışmasında GC Ortho Connect'in kopmasının adeziv içinde olduğu bildirilmiştir. Bu sonuç bizim çalışmamızı desteklememektedir.

2022 yılında Joseph ve diğerleri[263] tarafından yapılan çalışmada 60 adet insan premolar dişi üç gruba ayrılmıştır. Birinci gruba geleneksel bonding sistemi, ikinci gruba self etching primer sistemi ve üçüncü gruba primer içeren GC Ortho Connect adeziv ile braketler yapıştırılmış ve SBS ölçülmüştür. Üç grup arasında bağlanma dayanımı yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir ve GC Ortho Connect adeziv grubunun ortalama bağlanma dayanımı 12.68 ± 6.25 MPa bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçları ve GC grubunun ortalama bağlanma dayanımları bizim çalışmamızla uyumludur.

2023 yılında yapılan bir çalışmada 12 aylık gözlem periyodu boyunca 26 hasta üzerinde GC Ortho Connect ile yapıştırılan braketlerin başarı oranı araştırılmış ve %82,5 oranıyla başarılı bulunmuştur[264]. 2021 yılında yapılan bir çalışmada ise 12 aylık gözlem periyodu boyunca

60 hasta üzerinde yapılan çalışmada GC Ortho Connect fail oranı %8 olarak bulunmuştur[265].

İn vitro çalışmalar tamamen ağız içini yansıtamaz ise de öngörü oluşturulabilir. İncelenen güncel literatür ve bizim çalışmamız GC Ortho Connect adezivin klinik açıdan kullanımının uygun olduğunu göstermektedir. Yapılan in vivo çalışmalardaki başarı oranları da bizim çalışmamızı desteklemektedir. Yine de sonuçlar doğru değerlendirilmeli ve in vitro çalışma limitasyonları unutulmadan yorum yapılmalıdır.

Bizim çalışmamızda birinci kırma testi sonucunda GC Ortho Connect grubu ile TB supreme LV grubu arasında bağlanma dayanımı açısından farklılık bulunamamıştır. Her iki adezivin klinik açıdan yeterli SBS sağladığı görülmüştür. Literatürde bu iki farklı adezivi karşılaştıran başka bir çalışma bulunamamıştır.

İki adeziv arasındaki farklılık bağ kopma bölgeleri açısından tespit edilmiştir. GC Ortho Connect adezivin kopma bölgesi mine-adeziv arayüzünde daha yüksek oranda bulunurken, Transbond Supreme LV grubunda braket-adeziv ara yüzünde daha yüksek bulunmuştur($p<0,001$)(Çizelge 4.1). Bu farklılığın primer basamağı uygulanmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Primer uygulaması, TB grubunda istatistiksel olarak farklı olmamasına rağmen ortalama bağlanma dayanımı 1MPa kadar artırmış olabilir. Bu açıdan primer uygulaması avantajlı görülebilir ancak kopma bölgeleri değerlendirildiğinde ARI skoru 3'e doğru artış gösterdikçe mine hasarı ve kırıkları açısından risk oluşturabilmektedir.

GC Ortho Connect adezivin avantajı klinik çalışma süresini (chair-time) kısaltarak hekime kolaylık sağlamasıdır.2021 yılında 60 hasta üzerinde yapılan bir çalışmada GC Ortho Connect, Transbond XT, Biofix adezivleri bonding sırasında klinik çalışma süreleri (chair-time) karşılaştırılmıştır[265]. Sonuçlar, primer uygulama adımının hariç tutulan adezivler ile çene başına bonding süresinin istatistiksel olarak anlamlı şekilde azaldığını göstermiştir. Transbond XT ve diğer grupların bağlanma süreleri arasındaki ortalama fark, önemli bir süre olan 1,32 dakika bulunmuştur. Bu sonuç günde iki hastanın olduğu bir klinikte, süre azaltımının haftada bir hasta bakılması kadar azalttığını göstermektedir[265]. Bununla birlikte, kaybolan primer aşamasının daha iyi tükürük kontaminasyonu ardından nem

kontrolü ve dolayısıyla braketin daha düşük bir başarısızlık oranı getireceği de öngörülebilir. Primer kullanılmamasının diğer faydalarından biri de malzemelerin maliyetinin düşürülmesi olarak sayılabilir.

Braketlerin çeşitli nedenlerle fail olmasından sonra tekrar geri dönüştürülerek kullanılmasını sağlayan yöntemlerden en yaygın olanı kumlama'dır. Kumlama yöntemi ile braket tabanında kalan artık adeziv'in temizlenmesi ve tekrar yapıştırılmasını araştıran çalışmalar, bağlanma dayanımı değerlerinin kullanılan adeziv ve yöntemlere göre farklılık gösterdiğini bildirmiştir. Bu nedenle Fox ve diğerleri[210], çalışma sonuçlarının karşılaştırılması ve yorumlanması açısından zorluklar olacağını vurgulamıştır. Ancak farklılıklar olmasına rağmen benzer materyal ve metod içeren çalışmaların karşılaştırılması araştırılan materyal ve metod hakkında genel bir yorum oluşturabilmektedir. Braketlerin kumlama ile geri kullanımı sonrası bağlanma dayanımını karşılaştıran çalışmalar arasında fikir birliği sağlanamamıştır. Bazı çalışmalar yeniden kullanılan braketlerin daha yüksek bağlanma dayanımı, bazı çalışmalar daha düşük bağlanma dayanımı, bazı çalışmalar ise fark olmadığını bildirmiştir. Çalışma bulgularındaki bu farklılıklar kullanılan materyal ve yöntemdeki değişikliklerden kaynaklanabilir[266].

Sharma-Sayal ve diğerleri[123], Arıcı ve diğerleri[170] yaptıkları çalışmada kumlamanın braket tabanındaki artık adezivi temizlemede etkili olduğunu ve bağlanma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı şekilde değiştirmediğini bildirmiştir. Kachoei ve diğerleri[207] ise 2016 yılında yaptıkları çalışmada kumlama yöntemiyle geri dönüştürülen metal braketlerin bağlanma dayanımının azaldığını ancak bu azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmiştir.

Chung ve diğerleri[267], yaptıkları araştırmada kumlama yöntemiyle geri dönüştürülen braketlerin bağlanma dayanımının yeni braketlerin bağlanma dayanımından anlamlı derecede düşük olduğunu bildirmiştir. Ayrıca ikinci kez yapıştırılan braketlerde ara yüzde primer(All-Bond 2) kullanımının, kumlanmış ve yeniden yapıştırılmış braketlerin bağlanma mukavemetini önemli ölçüde artırdığını, herhangi bir primer kullanılmadan kumlanmış ve yeniden yapıştırılmış braketlerin, yeni braketlere göre önemli ölçüde daha az bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmiştir.

Sonis ve diğerleri[183], yaptıkları çalışmada kopan metal braketleri tekrar kullanmak üzere 90 mikron Al_2O_3 ile kumlama yaparak yeni braketlerle bağlanma dayanımını karşılaştırmış ve istatistiksel olarak farklılık bulmamıştır. Tavares ve diğerleri[190], yaptıkları çalışmada 90 mikron kumlama yapılarak temizlenen braketler ile yeni braketlerin bağlanma dayanımını karşılaştırmıştır. Çalışmada kumlama yapılarak yeniden yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımı daha düşük olmasına rağmen yeni braketlerle arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Gupta ve diğerleri[5], braketlerin 90 mikron Al_2O_3 ile kumlama yapılarak kullanılmasının ortalama bağlanma dayanımının diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında orijinal braketlere en yakın bağlanma dayanımına sahip olduğunu bildirmiş ve geri dönüşüm için kumlama önermiştir.

Ishida ve diğerleri[179] yaptıkları çalışmada 50 mikron Al_2O_3 partikülü kumlama ile braket tabanı temizlenmesinin bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma göstermediğini bildirmiştir. Sıyırma testi sonrası ARI skoru ile bağ kopması değerlendirildiğinde orijinal ve kumlanan braketler arasında fark olmadığını bildirmiştir. Bahnasi ve diğerleri[254] ile Al Maaitah ve diğerleri[250] yaptıkları çalışmada braket geri dönüşümünde bağlanma dayanımının olumsuz etkilenmemesi nedeniyle 50 mikron Al_2O_3 ile kumlama önermiştir. Ayrıca orijinal braketler ile kumlama sonrası braketler arasında ARI skoru açısından bağ kopma bölgeleri açısından farklılık tespit etmemiştir[250,254].

Bizim çalışmamızda birinci kırma testinden sonra braket tabanlarındaki artık adeziv farklı mikron Al_2O_3 partikülü ile kumlama yapılarak temizlenmiştir. Kumlama yöntemiyle temizleme yapılırken literatürde genellikle 50 ve 90 mikron Al_2O_3 partikülü kullanımı önerilmiştir. Bildiğimiz kadarıyla hiçbir çalışma 50 ve 90 mikron Al_2O_3 partikülü ile kumlamının bağlanma dayanımına etkisini karşılaştırmamıştır. Literatür incelendiğinde braket geri dönüşümü için farklı mikron Al_2O_3 partikülü kullanılarak kumlama yapılan sadece bir çalışmaya rastlanılmıştır. Bu çalışma Montero ve diğerleri[6] tarafından 25, 50 ve 110 mikron Al_2O_3 partikülü kullanılarak yapılan kumlamının bağlanma dayanımı üzerine etkisini incelemiştir. Çalışma sonucunda kumlama ile Al_2O_3 parçacıklarının boyutları arttıkça, ardışık yeniden bağlanma sayısı arttıkça bağlanma dayanımının(SBS) azaldığı bildirilmiştir[6]. Ayrıca kumlama ile Al_2O_3 partikül boyutu büyüdükçe ve rebonding sayısı arttıkça braket-adeziv ara yüzünde daha fazla kopma meydana geldiği belirtilmiştir[6].

Bizim çalışmamızda ikinci kırma testi yapılan gruplar içerisinde(GC50,TB50,GC90,TB90) TB gruplarının(TB50,TB90) bağlanma dayanımı daha yüksek olmasına rağmen istatistiksel olarak farklılık bulunamamıştır. Yani kumlama yapıp yapıştırılan braketler arasında adezivler açısından farklılık yoktur. Chung ve diğerleri[267] çalışmasına benzer şekilde primer kullanımı daha yüksek bir bağlanma dayanımı oluştursa da bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Ayrıca bu çalışma, Chung ve diğerleri çalışmasından kullanılan adezivin farklı olması ve kumlama için iki farklı Al_2O_3 kullanılması ile nedeniyle ayrılmaktadır.

GC grupları içinde 90 mikron ile temizlenip yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımı 50 mikron ile temizlenip yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımından daha yüksek olmasına rağmen istatistiksel olarak farklılık bulunamamıştır.

TB grupları içinde 90 mikron ile temizlenip yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımı 50 mikron ile temizlenip yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımından daha yüksek olmasına rağmen istatistiksel olarak farklılık bulunamamıştır. Çizelge 4.3'e bakıldığında her iki adeziv için de 90 mikron partikül ile kumlama bağlanma dayanımını ortalama 2 Mpa daha yüksek sonuçlandırmıştır. İstatistiksel olarak bakıldığında farklılık bulunamaması 50 veya 90 mikron partikül kullanılarak kumlama yapılmasının adezivler arasında farklılık oluşturmadığını göstermiştir. İkinci kırma testinde gruplar içinde(GC50, TB50, GC90, TB90) en yüksek bağlanma TB90 grubunda bulunmasına rağmen bu farklılıkta istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu sonuç primer kullanımının bağlanma dayanımı açısından olumlu etkisi olsa da istatistiksel olarak farklılık oluşturmadığını göstermektedir.

Bağ kopma bölgeleri açısından bakıldığında farklı mikron kumlama yapılması ARI skorlarını değiştirmemiştir. GC grupları(GC50, GC90) birinci kırma testine benzer olarak skor 0 ve 1 en yüksek olarak mine-adeziv arayüzünde kopma gösterirken, TB grupları(TB50,TB90) da birinci kırma testine benzer olarak skor 3 ve 1 olarak braket-adeziv arayüzü ile adeziv içinde kopma göstermiştir. Bu açıdan Ishida ve diğerleri, Bahnasi ve diğerleri ve Al Maaitah ve diğerleri çalışma sonuçları ile benzer sonuç vermiştir[179, 250, 254]. Kumlama yapılarak yeniden braket kullanımı bağ kopma bölgeleri üzerine etki göstermemiştir.

Çalışmamızda yeni braketler ile 50 ve 90 mikron partiküllerle kumlama yapılarak yeniden kullanılan braketlerin bağlanma dayanımı karşılaştırıldığında yeni braketlerin bağlanma dayanımı kumlamayla yeniden yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımından tüm gruplarda daha yüksek bulunmuştur. Ancak sadece 50 mikron ile temizlenen ve GC Ortho Connect adeziv ile yapıştırılan grupta(GC50) birinci bağlanma dayanımı ile ikinci bağlanma dayanımı arasında istatistiksel olarak farklılık bulunmamıştır. Diğer gruplarda(GC90,TB50, TB90) ikinci bağlanma dayanımı birinci bağlanma dayanımına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük bulunmuştur (Çizelge 4.6). Tüm gruplarda birinci bağlanma dayanımına göre ikinci bağlanma dayanımında meydana gelen azalma miktarları istatistiksel olarak benzer bulunmuştur (Çizelge 4.8). Tüm gruplarda aynı şekilde birinci maksimum bağlanma dayanımına göre ikinci maksimum bağlanma dayanımında meydana gelen yüzdesel azalmalarda istatistiksel olarak benzer bulunmuştur(Çizelge 4.10).

Çizelge 4.8'e bakıldığında bağlanma dayanımındaki azalmalar arasında istatistiksel olarak farklılık olmasa da 50 mikron gruplarındaki bağlanma dayanımı azalması, 90 mikron gruplarındaki bağlanma dayanımı azalmalarından daha düşüktür. GC50 grubunun birinci ve ikinci bağlanma dayanımı arasında istatistiksel anlamlı farklılık olmaması ve 50 mikron gruplarında(GC50, TB50) bağlanma dayanımındaki azalmanın (istatistiksel olarak anlamlı olmamasına rağmen) daha az olması göz önüne alındığında 50 mikron partikülle kumlama ile braket geri dönüşümünün bağlanma dayanımına olumsuz etkisi daha az olduğu yorumunu getirebilir. Ayrıca Montero ve diğerlerinin çalışmasında olduğu gibi daha küçük mikron Al_2O_3 ile kumlamanın bağlanma dayanımını daha az olumsuz etkilediği konusunda bizim çalışmamızı destekleyebilir. Ancak Montero ve diğerleri çalışmasında, kullanılan diş materyali, adeziv ve yöntemler açısından bizim çalışmamızdan oldukça farklılık gösterdiği bilinmelidir. Bizim çalışmamızda kullanılan adezivleri ve 50, 90 mikron Al_2O_3 partikülünü karşılaştıran literatür bulunamaması yorum yapmayı zorlaştırmıştır. Buna rağmen bizim çalışmamız güncel üretilen bu materyaller hakkında bilgi sahibi olmamız açısından literatüre katkı sağlayabilir. Elde edilen sonuçları değerlendirirken bu çalışmanın in vitro bir çalışma olduğu ve ağızda, ısı değişimleri, beslenme, tükürük, asit düzeyi ve plak miktarı gibi birçok faktörden etkilenildiği ve bireysel olarak bile çok büyük farklılıklar olabildiği unutulmamalıdır. Dolayısıyla in vitro olarak yapılan çalışmaların tam olarak ağız ortamını taklit edebilmesi mümkün olmamakta, sonuçlar her zaman klinikle birebir

örtüşmemektedir. Ancak deneysel ve klinik çalışmalar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı da bildirilmiştir[268]. İn vitro çalışmaların klinik açıdan yol gösterici olacağı unutulmamalıdır.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- Metal braketlerin bağlanması için kullanılan iki farklı adeziv sistemi (GC Ortho Connect ve Transbond Supreme LV) arasında SBS (shear bond strength- sıyırma bağlanma dayanımı)'de fark bulunmadı ve iki adeziv sistemi de klinik açıdan yeterli bağlanma dayanımı sağladı.
- Transbond Supreme LV akışkan adeziv sistemi, braketlerin direkt yapıştırılması için yeterli bağlanma mukavemeti sağladı.
- Primersiz kullanılan GC Ortho Connect adeziv sistemi, mineye direkt yapıştırma için yeterli bağlanma mukavemeti sağladı.
- GC Ortho Connect adeziv sistemi kopma bölgesi(ARI skoru) sıklıkla adeziv-mine arayüzünde ve adeziv içinde, Transbond Supreme LV adeziv sisteminde sıklıkla braket-adeziv arayüzünde oluşmuştur.
- Kumlama yoluyla braket geri dönüşümü için kullanılan 50 ve 90 mikron Al_2O_3 parçacıkları arasında SBS (shear bond strength- sıyırma bağlanma dayanımı)'de fark bulunmadı.
- Kumlama yoluyla geri dönüştürülen braketlerin kesme bağlanma mukavemeti, 50 mikron Al_2O_3 ile temizlenen GC Ortho Connect grubu hariç 90 mikron ile Al_2O_3 ile temizlenen GC Ortho Connect grubunda, 50 mikron Al_2O_3 ile temizlenen Transbond Supreme LV grubunda ve 90 mikron Al_2O_3 ile temizlenen Transbond Supreme LV grubunda azaldı.

Çalışmamızda kullandığımız adeziv sistemleri direkt bonding amacıyla kullanılabilir. Yaptığımız bu çalışma in vitro olduğundan klinik açıdan sadece öngörü oluşturabilir. Bu nedenle in vivo çalışmalar yapılması bulguların daha sağlıklı değerlendirilmesine olanak sağlayabilir.

Kopma bölgeleri arasındaki farklılık dikkate alındığında Transbond Supreme LV adezivin minede hasar oluşturma riski dikkate alınmalıdır. Ancak adezivlerin mine üzerindeki etkilerini değerlendirmek için mikroskobik çalışmalara ihtiyaç vardır.

Hem 50 hem de 90 mikron Al_2O_3 kullanılarak kumlama yapılması braket geri dönüşümü için etkilidir. Ancak braketlerin geri dönüştürülerek kullanılması, orijinal olarak kullanımı kadar yüksek bağlanma mukavemeti göstermemiştir.

Eğer GC Ortho Connect adeziv sistemi kullanılıyorsa braketlerin geri dönüşümünde 50 mikron Al_2O_3 kumlama yapılması önerilebilir.



KAYNAKLAR

1. Zachrisson, B. U., Zachrisson, S. (1972). Gingival condition associated with partial orthodontic treatment. *Acta Odontologica Scandinavica*, 30(1), 127-136.
2. Newman, G. V. (1965). Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *American Journal of Orthodontics*, 51(12), 901-912.
3. Sunna, S., Rock, W. P. (2008). Effect of sandblasting on the retention of orthodontic brackets: a controlled clinical trial. *Journal of Orthodontics*, 35(1), 43-48.
4. Kamisetty, S. K., Verma, J. K., Sundari, S., Chandrasekhar, S. and Kumar, A. (2015). SBS vs Inhouse Recycling Methods-An Invitro Evaluation. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*, 9(9), ZC04.
5. Gupta, N., Kumar, D., and Palla, A. (2017). Evaluation of the effect of three innovative recycling methods on the shear bond strength of stainless steel brackets-an in vitro study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 9(4), e550.
6. Montero, M. M. H., Vicente, A., Alfonso-Hernández, N., Jiménez-López, M. and Bravo-González, L. A. (2015). Comparison of shear bond strength of brackets recycled using micro sandblasting and industrial methods. *The Angle Orthodontist*, 85(3), 461-467.
7. Proffit, W. R., Henry, W. F. (2000). *Contemporary Orthodontics*(7th Edition). St. Louis, USA: Elsevier, 200-250.
8. Graber, L. W., Vig, K. W., Huang, G. J. and Fleming, P. S. (2005). *Orthodontics: Current Principles and Techniques*(4th Edition). St. Louis, USA:Elsevier Mosby, 150-251.
9. Knox, J., Hubsch, P., Jones, M. L. and Middleton, J. (2000). The influence of bracket base design on the strength of the bracket–cement interface. *Journal of Orthodontics*, 27(3), 249-254.
10. Newman, G. V., Facq, J. M. (1971). The effects of adhesive systems on tooth surfaces. *American Journal of Orthodontics*, 59(1), 67-75.
11. Jurišić, S., Jurišić, G. and Jurić, H. (2015). Influence of adhesives and methods of enamel pretreatment on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Acta stomatologica Croatica: International Journal of Oral Sciences and Dental Medicine*, 49(4), 269-274.
12. Büyükyılmaz, T., Zachrisson, Y. Ø. and Zachrisson, B. U. (1995). Improving orthodontic bonding to gold alloy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 108(5), 510-518.
13. Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34(6), 849-853.
14. Hobson, R. S., Rugg-Gunn, A. J. and Booth, T. A. (2002). Acid-etch patterns on the buccal surface of human permanent teeth. *Archives of Oral Biology*, 47(5), 407-412.

15. Pakshir, H. R., Zarif Najafi, H. and Hajipour, S. (2012). Effect of enamel surface treatment on the bond strength of metallic brackets in rebonding process. *European Journal of Orthodontics*, 34(6), 773-777.
16. Tagami, J., Hosoda, H. and Fusayama, T. (1988). Optimal technique of etching enamel. *Operative Dentistry*, 13(4), 181-184.
17. Zachrisson, B. U. (1994). Bonding in orthodontics. *Orthodontics*, 542-626.
18. Brantley, W. A., Eliades, T. (2001). Orthodontic materials: scientific and clinical aspects. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(6), 672-673.
19. Martines-Insua, A. (2000). Difference in bonding to acid-etched or Er: YAG-laser-treated enamel and dentin surface. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84, 280-288.
20. Walsh, L. J., Perham, S. J. (1991). Enamel fusion using a carbon dioxide laser: a technique for sealing pits and fissures. *Clinical Preventive Dentistry*, 13(3), 16-20.
21. Von Fraunhofer, J. A., Allen, D. J., and Orbell, G. M. (1993). Laser etching of enamel for direct bonding. *The Angle Orthodontist*, 63(1), 73-76.
22. Visuri, S. R., Gilbert, J. L., Wright, D. D., Wigdor, H. A. and Walsh Jr, J. T. (1996). Shear strength of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin. *Journal of Dental Research*, 75(1), 599-605.
23. Roeder, L. B., Berry, E. A., You, C. and Powers, J. M. (1995). Bond strength of composite to air-abraded enamel and dentin. *Operative Dentistry*, 20, 186-186.
24. Hatibovic-Kofman, S., Wright, G. Z. and Braverman, I. (1998). Microleakage of sealants after conventional, bur, and air-abrasion preparation of pits and fissures. *Pediatric Dentistry*, 20, 173-176.
25. Berk, N., Başaran, G. and Özer, T. (2008). Comparison of sandblasting, laser irradiation, and conventional acid etching for orthodontic bonding of molar tubes. *The European Journal of Orthodontics*, 30(2), 183-189.
26. Bevilacqua, L., Cadenaro, M., Sossi, A., Biasotto, M. and Di Lenarda, R. (2007). Influence of air abrasion and etching on enamel and adaptation of a dental sealant. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 8(1), 25.
27. Chan, D. C. N., Summitt, J. B., Garcia-Godoy, F., Hilton, T. J. and Chung, K. H. (1999). Evaluation of different methods for cleaning and preparing occlusal fissures. *Operative Dentistry*, 24, 331-336.
28. Wang, W. N., Tarng, T. H. (1991). Evaluation of the sealant in orthodontic bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 100(3), 209-211.
29. Bowen, R. L. (1963). Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 66(1), 57-64.

30. Buonocore, M. (1970). Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention, with use of ultraviolet light. *The Journal of the American Dental Association*, 80(2), 324-328.
31. Buonocore, M. G. (1971). Caries prevention in pits and fissures sealed with an adhesive resin polymerized by ultraviolet light: a two-year study of a single adhesive application. *The Journal of the American Dental Association*, 82(5), 1090-1093.
32. Silverman, E., Cohen, M., Gianelly, A. A., and Dietz, V. S. (1972). A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. *American Journal of Orthodontics*, 62(3), 236-244.
33. Zope, A., Zope-Khalekar, Y., Chitko, S. S., Kerudi, V. V., Patil, H. A., Bonde, P. V., and Dolas, S. G. (2016). Comparison of self-etch primers with conventional acid etching system on orthodontic brackets. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*, 10(12), ZC19.
34. Hammad, S. M., El-Wassefy, N., Maher, A. and Fawakerji, S. M. (2017). Effect of nanotechnology in self-etch bonding systems on the shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 22(1), 47-56.
35. Scougall-Vilchis, R. J., Ohashi, S. and Yamamoto, K. (2009). Effects of 6 self-etching primers on shear bond strength of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(4), 424-e1.
36. Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A. and Van Meerbeek, B. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28(26), 3757-3785.
37. Read, M. J. F. (1984). The bonding of orthodontic attachments using a visible light cured adhesive. *British Journal of Orthodontics*, 11(1), 16-20.
38. Anseth, K. S., Newman, S. M. and Bowman, C. N. (1995). Polymeric dental composites: properties and reaction behavior of multimethacrylate dental restorations. *Biopolymers II* (pp. 177-217). Springer Berlin Heidelberg.
39. Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, 105(2), 97-116.
40. Odian, G. (2004). *Principles of polymerization* (4th Edition). New York, USA: John Wiley & Sons, 300-343.
41. Neumann, M. G., Miranda Jr, W. G., Schmitt, C. C., Rueggeberg, F. A. and Correa, I. C. (2005). Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *Journal of Dentistry*, 33(6), 525-532.

42. Stansbury, J. W. (2000). Curing dental resins and composites by photopolymerization. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12(6), 300-308.
43. Sideridou, I. D., Achilias, D. S. and Karava, O. (2006). Reactivity of benzoyl peroxide/amine system as an initiator for the free radical polymerization of dental and orthopaedic dimethacrylate monomers: effect of the amine and monomer chemical structure. *Macromolecules*, 39(6), 2072-2080.
44. Abate, P. F., Rodriguez, V. I. and Macchi, R. L. (2000). Evaporation of solvent in one-bottle adhesives. *Journal of Dentistry*, 28(6), 437-440.
45. Keim, R.G. (2002) JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. Part 1. Results and trends. *Journal of Clinical Orthodontics*, 36(10): p. 553-568.
46. Zachrisson, B. U., Brobakken, B. O. (1978). Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. *American Journal of Orthodontics*, 74(1), 62-78.
47. O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection*(3th Edition). Michigan, USA: Quintessence Publishing, 74-90.
48. Eliades, T., Kakaboura, A., Eliades, G. and Bradley, T. G. (2001). Comparison of enamel colour changes associated with orthodontic bonding using two different adhesives. *The European Journal of Orthodontics*, 23(1), 85-90.
49. Craig, R. G. (Ed.). (1980). *Restorative dental materials*(13th Edition). Philadelphia, USA: Elsevier Mosby, 150-200.
50. Caughman, W. F., Caughman, G. B., Dominy, W. T. and Schuster, G. S. (1990). Glass ionomer and composite resin cements: effects on oral cells. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(5), 513-521.
51. Dietschi, D., Spreafico, R. (1997). *Adhesive Metal Free Restorations*(1th Edition). Berlin, German: Quintessence, 50-90.
52. White, S. N., Yu, Z. (1992). Film thickness of new adhesive luting agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(6), 782-785.
53. Sakaguchi, R.L. and J.M. (2011). *Craig's Restorative Dental Materials*(13th Edition). Philadelphia, USA: Elsevier Mosby, 327-400.
54. Anusavice, K. J., Shen, C. and Rawls, H. R. (2012). *Phillips' Science Of Dental Materials* (12th Edition). Philadelphia, USA: Elsevier Mosby, 255-340.
55. Shaikh, M. A., Kamat, N. V. and Chalakkal, P. (2014). Effects of light curing of conventional and self-etching primers on shear bond strength. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 48(4), 231-237.
56. Türk, A. G., Ulusoy, M. ve Önal, B. (2014). İndirekt restorasyonlarda kullanılan kompozit rezin simanlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 35(2), 1-8.

57. Gürbüz, T., Yılmaz, Y., ve Güler, Ç. (2007). Kendinden Pürüzlendiren İki Bağlayıcının Uygulama Farklılıklarının Mikrosizinti Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 17(3).
58. Aljubouri, Y. D., Millett, D. T. and Gilmour, W. H. (2003). Laboratory evaluation of a self-etching primer for orthodontic bonding. *The European Journal of Orthodontics*, 25(4), 411-415.
59. Baka, Z., Akın, M., İleri, Z. ve Başçiftçi, F. (2011). Güncel self-etch ve total-etch adeziv sistemlerinin dentin yüzeyinde ortodontik braketlere bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması. *Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 20, 145-51.
60. Murfitt, P. G., Quick, A. N., Swain, M. V. and Herbison, G. P. (2006). A randomised clinical trial to investigate bond failure rates using a self-etching primer. *The European Journal of Orthodontics*, 28(5), 444-449.
61. Bishara, S. E., Ajlouni, R., Laffoon, J. F. and Warren, J. J. (2006). Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. *The Angle Orthodontist*, 76(1), 123-126.
62. Bishara, S. E., Oonsombat, C., Ajlouni, R. and Laffoon, J. F. (2004). Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(3), 348-350.
63. Elekdag-Turk, S., Isci, D., Turk, T. and Cakmak, F. (2008). Six-month bracket failure rate evaluation of a self-etching primer. *The European Journal of Orthodontics*, 30(2), 211-216.
64. Nandhra, S. S., Littlewood, S. J., Houghton, N., Luther, F., Prabhu, J., Munyombwe, T., and Wood, S. R. (2015). Do we need primer for orthodontic bonding? A randomized controlled trial. *The European Journal of Orthodontics*, 37(2), 147-155.
65. Jörgensen, K. D., Shimokobe, H. (1975). Adaptation of resinous restorative materials to acid etched enamel surfaces. *European Journal of Oral Sciences*, 83(1), 31-36.
66. Pahlavan, A., Dennison, J. B. and Charbeneau, G. T. (1976). Penetration of restorative resins into acid-etched human enamel. *The Journal of the American Dental Association*, 93(6), 1170-1176.
67. Asmussen, E. (1977). Penetration of restorative resins into acid etched enamel. II: dissolution of entrapped air in restorative resin monomers. *Acta odontologica scandinavica*, 35(4), 183-189.
68. Retief, D. H., Woods, E. (1981). Is a low viscosity bonding resin necessary?. *Journal of Oral Rehabilitation*, 8(3), 255-266.
69. Barnes, I. E. (1977). The adaptation of composite resins to tooth structure. Part 4. Study 4: the influence of cavity wall instrumentation upon the adaptation of composite resins, and discussion. *British Dental Journal*, 142(10), 319-326.

70. Pre, A. P., Fuller, J. L. and Peterson, L. C. (1984). Composite and intermediate resin tag formation in acid-etched enamel: a scanning electron microscopy evaluation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 52(2), 204-207.
71. Low, T. (1976). The direct use of composite materials in adhesive dentistry. *British Dental Journal*, 141(7), 207-213.
72. O'brien, K. D., Watts, D. C. and Read, M. J. F. (1991). Light cured direct bonding—is it necessary to use a primer?. *The European Journal of Orthodontics*, 13(1), 22-26.
73. Tang, A. T., Björkman, L., Adamczak, E., Andlin-Sobocki, A. and Ekstrand, J. (2000). In vitro shear bond strength of orthodontic bondings without liquid resin. *Acta Odontologica Scandinavica*, 58(1), 44-48.
74. Bazargani, F., Jacobson, S. and Lennartsson, B. (2012). A comparative evaluation of lingual retainer failure bonded with or without liquid resin: A randomized clinical study with 2-year follow-up. *The Angle Orthodontist*, 82(1), 84-87.
75. Banks, P. A., Richmond, S. (1994). Enamel sealants: a clinical evaluation of their value during fixed appliance therapy. *The European Journal of Orthodontics*, 16(1), 19-25.
76. Tang, A. T., Björkman, L., Isaksson, L., Lindbäck, K. F., Andlin-Sobocki, A. and Ekstrand, J. (2000). Retrospective study of orthodontic bonding without liquid resin. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 118(3), 300-306.
77. Invernici, S. D. M., Maruo, I. T., Camargo, E. S., Hirata, T. M., Maruo, H., Guariza Filho, O. and Tanaka, O. (2012). Influence of Ortho Primer Morelli adhesion booster on orthodontic brackets shear bond strength. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 17, 31-39.
78. dos Santos Oliveira, B. L., Costa, A. R., Correr, A. B., Crepaldi, M. V., Correr-Sobrinho, L. and dos Santos, J. C. B. (2017). Influence of adhesive and bonding material on the bond strength of bracket to bovine tooth. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 16, 1-7.
79. Altmann, A. S. P., Degrazia, F. W., Celeste, R. K., Leitune, V. C. B., Samuel, S. M. W. and Collares, F. M. (2016). Orthodontic bracket bonding without previous adhesive priming: A meta-regression analysis. *The Angle Orthodontist*, 86(3), 391-398.
80. Buonocore, M. G. (1963). Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials. *The Journal of the American Dental Association*, 67(3), 382-391.
81. Lopez, J. I. (1980). Retentive shear strengths of various bonding attachment bases. *American Journal of Orthodontics*, 77(6), 669-678.
82. Reynolds, I. R. (1975). A review of direct orthodontic bonding. *British Journal of Orthodontics*, 2(3), 171-178.
83. SC, B. (1998). A characterization of first-generation flowable composite. *The Journal of the American Dental Association*, 129, 167-177.

84. Frankenberger, R., Lopes, M., Perdigão, J., Ambrose, W. W. and Rosa, B. T. (2002). The use of flowable composites as filled adhesives. *Dental Materials*, 18(3), 227-238.
85. D'Attilio, M., Traini, T., Di Iorio, D., Varvara, G., Festa, F. and Tecco, S. (2005). Shear bond strength, bond failure, and scanning electron microscopy analysis of a new flowable composite for orthodontic use. *The Angle Orthodontist*, 75(3), 410-415.
86. Tecco, S., Traini, T., Caputi, S., Festa, F., de Luca, V. and D'Attilio, M. (2005). A new one-step dental flowable composite for orthodontic use: an in vitro bond strength study. *The Angle Orthodontist*, 75(4), 672-677.
87. Ryou, D. B., Park, H. S., Kim, K. H. and Kwon, T. Y. (2008). Use of flowable composites for orthodontic bracket bonding. *The Angle Orthodontist*, 78(6), 1105-1109.
88. Albaladejo, A., Montero, J., Gómez de Diego, R. and López-Valverde, A. (2011). Effect of adhesive application prior to bracket bonding with flowable composites. *The Angle Orthodontist*, 81(4), 716-720.
89. Goracci, C., Margvelashvili, M., Giovannetti, A., Vichi, A. and Ferrari, M. (2013). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a new self-adhering flowable resin composite. *Clinical Oral Investigations*, 17, 609-617.
90. Pick, B., Rosa, V., Azeredo, T. R., Cruz Filho, E. A. and Miranda Jr, W. G. (2010). Are flowable resin-based composites a reliable material for metal orthodontic bracket bonding. *Journal of Contemporary Dental Practise*, 11(4), E017-24.
91. Kumar, K. S., Rao, C. H., Reddy, K. B., Chidambaram, S., Girish, H. C. and Murgod, S. (2013). Flowable composite an alternative orthodontic bonding adhesive: An in vitro study. *Journal of Contemporary Dental Practise*, 14, 883-6.
92. Krishnan, S., Pandian, S. and Rajagopal, R. (2017). Six-month bracket failure rate with a flowable composite: A split-mouth randomized controlled trial. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 22(2), 69-76.
93. Niepraschk, M., Rahiotis, C., Bradley, T. G., Eliades, T. and Eliades, G. (2007). Effect of various curing lights on the degree of cure of orthodontic adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 132(3), 382-384.
94. Arıkan, S., Arhun, N., Arman, A. and Cehreli, S. B. (2006). Microleakage beneath ceramic and metal brackets photopolymerized with LED or conventional light curing units. *The Angle Orthodontist*, 76(6), 1035-1040.
95. Neves, M. G., Brandão, G. A. M., Almeida, H. A. D., Brandão, A. M. M. and Azevedo, D. R. D. (2013). In vitro analysis of shear bond strength and adhesive remnant index comparing light curing and self-curing composites. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 18, 124-129.

96. Dunn, W. J., Taloumis, L. J. (2002). Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(3), 236-241.
97. Signorelli, M. D., Kao, E., Ngan, P. W. and Gladwin, M. A. (2006). Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: an in-vitro and in-vivo study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(2), 277-282.
98. Swanson, T., Dunn, W. J., Childers, D. E. and Taloumis, L. J. (2004). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(3), 337-341.
99. Klocke, A., Korbmacher, H. M., Huck, L. G. and Kahl-Nieke, B. (2002). Plasma arc curing lights for orthodontic bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(6), 643-648.
100. Davari, A., Yassaei, S., Karandish, M. and Zarghami, F. (2012). In vitro evaluation of microleakage under ceramic and metal brackets bonded with LED and plasma arc curing. *Journal of Contemporary Dental Practise*, 13(5), 644-9.
101. Uzel, A., Buyukyilmaz, T., Kayalioglu, M. and Uzel, I. (2006). Temperature rise during orthodontic bonding with various light-curing units—an in vitro study. *The Angle Orthodontist*, 76(2), 330-334.
102. Toodehzaeim, M. H., Kazemi, A. D., Aghili, H. A., Barzegar, K. and Fallahtafi, T. (2012). Comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc light curing. *Dental Research Journal*, 9(3), 321.
103. Mills, R. W., Jandt, K. D. and Ashworth, S. H. (1999). Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British Dental Journal*, 186(8), 388-391.
104. Haitz, R. H., Craford, M. G. and Wiessman, R. H. (1995). *Handbook of Optics*(2th Edition). New York, USA: McGraw-Hill, 1-39.
105. Stahl, F., Ashworth, S. H., Jandt, K. D. and Mills, R. W. (2000). Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*, 21(13), 1379-1385.
106. Fleming, M. G. and Maillet, W. A. (1999). Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *Journal-Canadian Dental Association*, 65, 447-452.
107. Albers, H. F. (2002). *Tooth-Colored Restoratives: Principles and Techniques*(9th Edition). PMPH-USA: BC Decker, 19-57.

108. Lalani, N., Foley, T. F., Voth, R., Banting, D. and Mamandras, A. (2000). Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. *The Angle Orthodontist*, 70(1), 28-33.
109. Bahnasi, F. I., Mohammed Abdullah, N. and Abu-Hassan, M. I. (2014). Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded With Different Curing Methods. *Compendium of Oral Science (COS)*, 1, 25-31.
110. Oz, A. A., Oz, A. Z. and Arici, S. (2016). In-vitro bond strengths and clinical failure rates of metal brackets bonded with different light-emitting diode units and curing times. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 149(2), 212-216.
111. Ward, J. D., Wolf, B. J., Leite, L. P. and Zhou, J. (2015). Clinical effect of reducing curing times with high-intensity LED lights. *The Angle Orthodontist*, 85(6), 1064-1069.
112. Tosun, Y. (1999). *Biyomekanik Sabit Ortodontik Apareylerin Prensipleri* (1. Baskı). İzmir, Türkiye: Ege Üniversitesi Basımevi, 70-90.
113. Willems, G., Carels, C. E. L. and Verbeke, G. (1997). In vitro peel/shear bond strength evaluation of orthodontic bracket base design. *Journal of Dentistry*, 25(3-4), 271-278.
114. Arici, S. (1996). *A laminate base for orthodontic ceramic brackets*. University of Sheffield, Department of Child Dental Health
115. Khan, H. (2015). *Orthodontic Brackets Selection: Placement and Debonding* (1th Edition). North Charleston, USA: CreateSpace Independent Publishing, 13-61.
116. Oh, K. T., Choo, S. U., Kim, K. M. and Kim, K. N. (2005). A stainless steel bracket for orthodontic application. *The European Journal of Orthodontics*, 27(3), 237-244.
117. Platt, J. A., Guzman, A., Zuccari, A., Thornburg, D. W., Rhodes, B. F., Oshida, Y. and Moore, B. K. (1997). Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 112(1), 69-79.
118. Eliades, T. (2007). Orthodontic materials research and applications: Part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(2), 253-262.
119. Gabriele Floria, D. and Cand, L. F. (1997). Metal injection molding in orthodontics. *Virtual Journal of Orthodontics*, 2, 1.
120. Zinelis, S., Annousaki, O., Makou, M. and Eliades, T. (2005). Metallurgical characterization of orthodontic brackets produced by metal injection molding (MIM). *The Angle Orthodontist*, 75(6), 1024-1031.
121. Eliades, T., Zinelis, S., Bourauel, C. and Eliades, G. (2008). Manufacturing of orthodontic brackets: a review of metallurgical perspectives and applications. *Recent Patents on Materials Science*, 1(2), 135-139.

122. Maijer, R., Smith, D. C. (1981). Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases. *American Journal of Orthodontics*, 79(1), 20-34.
123. Sharma-Sayal, S. K., Rossouw, P. E., Kulkarni, G. V. and Titley, K. C. (2003). The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124(1), 74-82.
124. Sorel, O., El Alam, R., Chagneau, F. and 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.
125. Afsal, V. A., George, P. P., Mathew, S., Nishad, V., Ali, P. S. and Soumya, K. (2013). Brackets mesh changing trends: a review. *Internal Journal of Health Science & Research*, 3(9):97-102.
126. Dickinson, P. T., Powers, J. M. (1980). Evaluation of fourteen direct-bonding orthodontic bases. *American Journal of Orthodontics*, 78(6), 630-639.
127. Suharno, B., Ferdian, D., Saputro, H. R., Suharno, L. P., Baek, E. R. and Supriadi, S. (2017). Vacuum sintering process in metal injection molding for 17-4 ph stainless steel as material for orthodontic bracket. *Solid State Phenomena*, 266, 231-237.
128. Kusy, R. P., Whitley, J. Q. (2005). Degradation of plastic polyoxymethylene brackets and the subsequent release of toxic formaldehyde. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127(4), 420-427.
129. Aird, J. C., Durning, P. (1987). Fracture of polycarbonate edgewise brackets: a clinical and SEM study. *British Journal of Orthodontics*, 14(3), 191-195.
130. Buzzitta, V. J., Hallgren, S. E., & Powers, J. M. (1982). Bond strength of orthodontic direct-bonding cement-bracket systems as studied in vitro. *American Journal of Orthodontics*, 81(2), 87-92.
131. Özkalaycı, N., Çiçek, O. (2018). Ortodontik Braketler; Bölüm I. *Journal of International Dental Sciences*, (3), 125-133.
132. Douglass, J. B. (1989). Enamel wear caused by ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 95(2), 96-98.
133. Salem, J. A., Powers, L. M., Allen, R. and Calomino, A. (2001, September). Slow crack growth and fracture toughness of sapphire for a window application. *Window and Dome Technologies and Materials VII*, Vol. 4375, pp. 41-52.
134. Michalske, T. A., Bunker, B. C. and Freiman, S. W. (1986). Stress corrosion of ionic and mixed ionic/covalent solids. *Journal of the American Ceramic Society*, 69(10), 721-724.
135. Bishara, S. E., Ortho, D. and Truijve, T. S. (1990). Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study: Part I. Background and methods. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98(2), 145-153.

136. Bishara, S. E., Ostby, A. W., Laffoon, J. F. and 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.
137. Brown, K. (2009). The impact of bonding material on bracket failure rate. *Vital*, 6(4), 28-30.
138. Almosa, N., Zafar, H. (2018). Incidence of orthodontic brackets detachment during orthodontic treatment: A systematic review. *Pakistan Journal of Medical Sciences*, 34(3), 744.
139. Barbosa, I. V., Ladewig, V. D. M., Almeida-Pedrin, R. R., Cardoso, M. A., Santiago Junior, J. F. and Conti, A. C. D. C. F. (2018). The association between patient's compliance and age with the bonding failure of orthodontic brackets: a cross-sectional study. *Progress in Orthodontics*, 19, 1-5.
140. Papageorgiou, S. N., Pandis, N. (2017). Clinical evidence on orthodontic bond failure and associated factors. *Orthodontic Applications of Biomaterials*, pp. 191-206.
141. Wang, W. N., Yeh, C. L., Fang, B. D., Sun, K. T. and Arvystas, M. G. (1994). Effect of H₃PO₄ concentration on bond strength. *The Angle Orthodontist*, 64(5), 377-382.
142. Paschos, E., Kurochkina, N., Huth, K. C., Hansson, C. S. and Rudzki-Janson, I. (2009). Failure rate of brackets bonded with antimicrobial and fluoride-releasing, self-etching primer and the effect on prevention of enamel demineralization. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(5), 613-620.
143. Sfondrini, M. F., Cacciafesta, V., Pistorio, A. and 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.
144. Mui, B., Rossouw, P. E. and Kulkarni, G. V. (1999). Optimization of a procedure for rebonding dislodged orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*, 69(3), 276-281.
145. Lunardi, N., Gameiro, G. H., de Araújo Magnani, M. B. B., Nouer, D. F., de Siqueira, V. C. V., Consani, S. and Pereira-Neto, J. S. (2008). The effect of repeated bracket recycling on the shear bond strength of different orthodontic adhesives. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 7(27), 1648-1652.
146. Buchman, D. J. (1980). Effects of recycling on metallic direct-bond orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics*, 77(6), 654-668.
147. Oliver, R. G. (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.

148. Oliver, R. G., Griffiths, J. (1992). Different techniques of residual composite removal following debonding—time taken and surface enamel appearance. *British Journal of Orthodontics*, 19(2), 131-137.
149. Retief, D. H., Denys, F. R. (1979). Finishing of enamel surfaces after debonding of orthodontic attachments. *The Angle Orthodontist*, 49(1), 1-10.
150. Plotino, G., Pameijer, C. H., Grande, N. M. and Somma, F. (2007). Ultrasonics in endodontics: a review of the literature. *Journal of Endodontics*, 33(2), 81-95.
151. Hosein, I., Sherriff, M. and Ireland, A. J. (2004). Enamel loss during bonding, debonding, and cleanup with use of a self-etching primer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 126(6), 717-724.
152. Banerjee, A., Paolinelis, G., Socker, M., McDonald, F. and Watson, T. F. (2008). An in vitro investigation of the effectiveness of bioactive glass air-abrasion in the 'selective' removal of orthodontic resin adhesive. *European Journal of Oral Sciences*, 116(5), 488-492.
153. Cook, R. J., Azzopardi, A., Thompson, I. D. and Watson, T. F. (2001). Real-time confocal imaging, during active air abrasion—substrate cutting. *Journal of Microscopy*, 203(2), 199-207.
154. Hench, L. L., & Wilson, J. (1993). *An Introduction to Bioceramics*(1th Edition). New Jersey: World scientific, 17-89.
155. Thompson, I. D., Hench, L. L. (1998). Mechanical properties of bioactive glasses, glass-ceramics and composites. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 212(2), 127-136.
156. Krell, K. V., Courey, J. M. and Bishara, S. E. (1993). Orthodontic bracket removal using conventional and ultrasonic debonding techniques, enamel loss, and time requirements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 103(3), 258-266.
157. Zarrinnia, K., Eid, N. M. and Kehoe, M. J. (1995). The effect of different debonding techniques on the enamel surface: an in vitro qualitative study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 108(3), 284-293.
158. Zachrisson, B. U., Årthun, J. (1979). Enamel surface appearance after various debonding techniques. *American Journal of Orthodontics*, 75(2), 121-137.
159. Reisner, K. R., Levitt, H. L. and Mante, F. (1997). Enamel preparation for orthodontic bonding: a comparison between the use of a sandblaster and current techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 111(4), 366-373.
160. Campbell, P. M. (1995). Enamel surfaces after orthodontic bracket debonding. *The Angle Orthodontist*, 65(2), 103-110.

161. Fjeld, M., Øgaard, B. (2006). Scanning electron microscopic evaluation of enamel surfaces exposed to 3 orthodontic bonding systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(5), 575-581.
162. Radlanski, R. J. (2001). A new carbide finishing bur for bracket debonding. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 62, 296-304.
163. Yetkiner, E. (2009). Farklı ortodontik bonding materyalleri ve debonding tekniklerinin mine yüzeyine etkilerinin incelenmesi.(Doktora Tezi).
164. Rouleau Jr, B. D., Marshall Jr, G. W. and Cooley, R. O. (1982). Enamel surface evaluations after clinical treatment and removal of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics*, 81(5), 423-426.
165. Uysal, T., Eldeniz, A. U., Usumez, S. and Usumez, A. (2005). Thermal changes in the pulp chamber during different adhesive clean-up procedures. *The Angle Orthodontist*, 75(2), 220-225.
166. Jefferies, S. R. (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 379-397.
167. Karan, S., Kircelli, B. H. and Tasdelen, B. (2010). Enamel surface roughness after debonding: comparison of two different burs. *The Angle Orthodontist*, 80(6), 1081-1088.
168. Osorio, R., Toledano, M. and García-Godoy, F. (1998). Enamel surface morphology after bracket debonding. *ASDC Journal of Dentistry for Children*, 65, 313-317.
169. Pus, M. D., Way, D. C. (1980). Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *American Journal of Orthodontics*, 77(3), 269-283.
170. Arıcı, S., Türk, T. and Özer, M. (1999). Kopmuş braketlerin kumlama ile yeniden kullanıma hazırlanmasının yapışma kuvvetlerine olan etkileri; bir invitro çalışma. *Türk Ortodonti Dergisi*, 12, 28-35.
171. Önçağ, G., Tosun, Y. Ş. and Tuncer, A. V. (2001). Yeni ve yeniden kazanılmış metal braketlerin çekme ve sıyırma kuvvetlerine olan direncinin karşılaştırılması. *Türk Ortodonti Dergisi*, 14, 44-50.
172. Leas, T. J., Hondrum, S. (1993). The effect of rebonding on the shear bond strength of orthodontic brackets-a comparison of two clinical techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 103, 200-200.
173. Regan, D., LeMasney, B. and Noort, R. V. (1993). The tensile bond strength of new and rebonded stainless steel orthodontic brackets. *The European Journal of Orthodontics*, 15(2), 125-135.

174. Erdiñ, Ö. S., Diñer, B. ve Işıksal, E. (2008). Geri Dönüşüm Yöntemi ile Yeniden Kazanılan Braketlerde Braket Tutuculuğunun Araştırılması. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 29: 119-124.
175. Huang, T. H., Ding, S. J., Min, Y. and Kao, C. T. (2004). Metal ion release from new and recycled stainless steel brackets. *The European Journal of Orthodontics*, 26(2), 171-177.
176. Chetan, G. B., Reddy, Y. M. (2011). Comparative evaluation of four office reconditioning methods for orthodontic stainless steel brackets on shear bond strength—an in vitro study. *Annals and Essences of Dentistry*, 3(1), 6-13.
177. Yassaee, S., Aghili, H., Khanpayeh, E. and Goldani Moghadam, M. (2014). Comparison of shear bond strength of rebonded brackets with four methods of adhesive removal. *Lasers in Medical Science*, 29, 1563-1568.
178. Aksu, M., Kocadereli, I. (2013). Influence of two different bracket base cleaning procedures on shear bond strength reliability. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 14(2), 250-254.
179. Ishida, K., Endo, T., Shinkai, K. and Katoh, Y. (2011). Shear bond strength of rebonded brackets after removal of adhesives with Er, Cr: YSGG laser. *Odontology*, 99, 129-134.
180. Arıcı, S., Türk, T. (1999). Kumlamanın Metal Braket Tabanı ve Adeziv Rezin Arasındaki Bağlantıya Etkisi Bir İn Vitro Çalışması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi; Cilt: 1 Sayı: 1-2*.
181. Kumar, M., Maheshwari, A., Lall, R., Navit, P., Singh, R. and Navit, S. (2014). Comparative evaluation of shear bond strength of recycled brackets using different methods: an in vitro study. *Journal of International Oral Health: JIOH*, 6(5), 5.
182. Basudan, A. M., Al-Emran, S. E. (2001). The effects of in-office reconditioning on the morphology of slots and bases of stainless steel brackets and on the shear/peel bond strength. *Journal of Orthodontics*, 28(3), 231-236.
183. Sonis, A. L. (1996). Air abrasion of failed bonded metal brackets: a study of shear bond strength and surface characteristics as determined by scanning electron microscopy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 110(1), 96-98.
184. Grabouski, J. K., Staley, R. N. and Jakobsen, J. R. (1998). The effect of microetching on the bond strength of metal brackets when bonded to previously bonded teeth: an in vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 114(4), 452-460.
185. Millett, D., McCabe, J. F. and Gordon, P. H. (1993). The role of sandblasting on the retention of metallic brackets applied with glass ionomer cement. *British Journal of Orthodontics*, 20(2), 117-122.

186. Rajagopal, R., Padmanabhan, S. and Gnanamani, J. (2004). A comparison of shear bond strength and debonding characteristics of conventional, moisture-insensitive, and self-etching primers in vitro. *The Angle Orthodontist*, 74(2), 264-268.
187. Newman, G. V., Newman, R. A., Sun, B. I., Ha, J. L. J. and Ozsoylu, S. A. (1995). Adhesion promoters, their effect on the bond strength of metal brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 108(3), 237-241.
188. Anita, P., Kailasam, V. (2021). Effect of sandblasting on the shear bond strength of recycled metal brackets: A systematic review and meta-analysis of in-vitro studies. *International Orthodontics*, 19(3), 377-388.
189. Jacobson, A. (2002). The effects of in-office reconditioning on the morphology of slots and bases of stainless steel brackets and on the shear/peel bond strength. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 121(4), 433.
190. Tavares, S. W., Consani, S., Nouer, D. F., Magnani, M. B. B. D. A., Nouer, P. R. A. and Martins, L. M. (2006). Shear bond strength of new and recycled brackets to enamel. *Brazilian Dental Journal*, 17, 44-48.
191. 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.
192. Şanlıtürk, G. A. (2017). Primer kullanılan ve kullanılmayan farklı kompozit materyalleri ile yapıştırılan ortodontik braketlerin dayanımlarının in vitro olarak incelenmesi (Doktora Tezi).
193. Cinader, D. K., DS, J. (2009). Transbond™ supreme LV low viscosity light cure adhesive: suitable for indirect bonding. *Orthodontic Perspectives. Exploring Treatment Options*, 16, 1.
194. dos Santos Oliveira, B. L., Costa, A. R., Correr, A. B., Crepaldi, M. V., Correr-Sobrinho, L. and dos Santos, J. C. B. (2017). Influence of adhesive and bonding material on the bond strength of bracket to bovine tooth. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 16, 1-7.
195. Albaladejo, A., Montero, J., Gómez de Diego, R. and López-Valverde, A. (2011). Effect of adhesive application prior to bracket bonding with flowable composites. *The Angle Orthodontist*, 81(4), 716-720.
196. Bazargani, F., Magnuson, A., Löthgren, H. and Kowalczyk, A. (2016). Orthodontic bonding with and without primer: a randomized controlled trial. *European Journal of Orthodontics*, 38(5), 503-507.
197. Nandhra, S. S., Littlewood, S. J., Houghton, N., Luther, F., Prabhu, J., Munyombwe, T. and Wood, S. R. (2015). Do we need primer for orthodontic bonding? A randomized controlled trial. *European Journal of Orthodontics*, 37(2), 147-155.

198. Romano, F. L., Correr, A. B., Sobrinho, L. C., de Araújo Magnani, M. B. B. and de Siqueira, V. C. V. (2009). Shear bond strength of metallic brackets bonded with a new orthodontic composite. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 8(2), 76-80.
199. Invernici, S. D. M., Maruo, I. T., Camargo, E. S., Hirata, T. M., Maruo, H., Guariza Filho, O. and Tanaka, O. (2012). Influence of Ortho Primer Morelli adhesion booster on orthodontic brackets shear bond strength. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 17, 31-39.
200. Ryou, D. B., Park, H. S., Kim, K. H. and Kwon, T. Y. (2008). Use of flowable composites for orthodontic bracket bonding. *The Angle Orthodontist*, 78(6), 1105-1109.
201. Jacobsen, N., Hensten-Pettersen, A. (2003). Changes in occupational health problems and adverse patient reactions in orthodontics from 1987 to 2000. *The European Journal of Orthodontics*, 25(6), 591-598.
202. Wallenhammar, L. M., Örtengren, U., Andreasson, H., Barregård, L., Björkner, B., Karlsson, S. and Meding, B. (2000). Contact allergy and hand eczema in Swedish dentists. *Contact Dermatitis*, 43(4), 192-199.
203. Uysal, T., Sari, Z. and Demir, A. (2004). Are the flowable composites suitable for orthodontic bracket bonding?. *The Angle Orthodontist*, 74(5), 697-702.
204. Vasudevan, S. D., Sundareswaran, S. (2014). Bonding characteristics of improved low viscosity adhesives for orthodontic use. *Journal of Indian Orthodontic Society*, 48(4), 262-266.
205. Quick, A. N., Harris, A. M. and Joseph, V. P. (2005). Office reconditioning of stainless steel orthodontic attachments. *The European Journal of Orthodontics*, 27(3), 231-236.
206. Brantley, W. A., Eliades, T. (2001). Orthodontic materials: scientific and clinical aspects. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(6), 672-673.
207. Kachoei, M., Mohammadi, A., Moghaddam, M. E., Rikhtegaran, S., Pourghaznein, M. and Shirazi, S. (2016). Comparison of multiple rebond shear strengths of debonded brackets after preparation with sandblasting and CO2 laser. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 10(3), 148.
208. Cozza, P., Martucci, L., De Toffol, L. and Penco, S. I. (2006). Shear bond strength of metal brackets on enamel. *The Angle Orthodontist*, 76(5), 851-856.
209. Rezaeian, Z., Beigi-Boroujeni, S., Atai, M., Ebrahimibagha, M. and Özcan, M. (2019). A novel thymol-doped enamel bonding system: Physico-mechanical properties, bonding strength, and biological activity. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 100, 103378.

210. Fox, N. A., McCabe, J. F. and Buckley, J. G. (1994). A critique of bond strength testing in orthodontics. *British Journal of Orthodontics*, 21(1), 33-43.
211. Oesterle, L. J., Shellhart, W. C. and Belanger, G. K. (1998). The use of bovine enamel in bonding studies. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 114(5), 514-519.
212. Bishara, S. E., Soliman, M., Laffoon, J. and Warren, J. J. (2005). Effect of changing a test parameter on the shear bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*, 75(5), 832-835.
213. Eliades, T., Brantley, W. A. (2000). The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *The European Journal of Orthodontics*, 22(1), 13-23.
214. Wang, W. N., Li, C. H., Chou, T. H., Wang, D. D. H., Lin, L. H. and Lin, C. T. (2004). Bond strength of various bracket base designs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(1), 65-70.
215. Ferguson, J. W., Read, M. J. F. and Watts, D. C. (1984). Bond strengths of an integral bracket-base combination: an in vitro study. *European Journal of Orthodontics*, 6(4), 267-276.
216. Matasa, C. G. (1992). Direct bonding metallic brackets: where are they heading?. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 102(6), 552-560.
217. Lindauer, S. J., Shroff, B., Marshall, F., Anderson, R. H. and Moon, P. C. (1997). Effect of pumice prophylaxis on the bond strength of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 111(6), 599-605.
218. Thompson, R. E., Way, D. C. (1981). Enamel loss due to prophylaxis and multiple bonding/debonding of orthodontic attachments. *American Journal of Orthodontics*, 79(3), 282-295.
219. Kimura, T., Dunn, W. J. and Taloumis, L. J. (2004). Effect of fluoride varnish on the in vitro bond strength of orthodontic brackets using a self-etching primer system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(3), 351-356.
220. Cossellu, G., Lanteri, V., Butera, A., Sarcina, M. and Farronato, G. (2015). Effects of six different preventive treatments on the shear bond strength of orthodontic brackets: in vitro study. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 1(1), 13-17.
221. Mixson, J. M., Eick, J. D., Tira, D. E. and Moore, D. L. (1988). The effects of variable wash times and techniques on enamel-composite resin bond strength. *Quintessence International*, 19(4).
222. Brännström, M., Nordenvall, K. J. and Malmgren, O. (1978). The effect of various pretreatment methods of the enamel in bonding procedures. *American Journal of Orthodontics*, 74(5), 522-530.

223. Goes, M. F. D., Sinhoreti, M. A., Consani, S. and Silva, M. (1998). Morphological effect of the type, concentration and etching time of acid solutions on enamel and dentin surfaces. *Brazilian Dental Journal*, 9(1), 3-10.
224. Üşümez, S., Orhan, M. ve Malkoç, S. (2000). Er, Cr: VSGG hidrokinetik laser sistemiyle mine pürüzlendirilmesinin ortodontik aparevlerin yapışma kuvvetine etkisi. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 3(1), 6-9.
225. Shinchii, M. J., Soma, K. and Nakabayashi, N. (2000). The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photo-cured resin to acid-etched enamel. *Dental Materials*, 16(5), 324-329.
226. Sheen, D. H., Wang, W. N. and Tarng, T. H. (1993). Bond strength of younger and older permanent teeth with various etching times. *The Angle Orthodontist*, 63(3), 225-230.
227. Wiggins, K. M., Hartung, M., Althoff, O., Wastian, C. and Mitra, S. B. (2004). Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. *The Journal of the American Dental Association*, 135(10), 1471-1479.
228. Evans, L. J., Peters, C., Flickinger, C., Taloumis, L. and Dunn, W. (2002). A comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets using various light sources, light guides, and cure times. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 121(5), 510-515.
229. Üşümez, S., Büyükyılmaz, T. and Karaman, A. (2004). Effect of light-emitting diode on bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*, 74(2), 259-263.
230. Silta, Y. T., Dunn, W. J. and Peters, C. B. (2005). Effect of shorter polymerization times when using the latest generation of light-emitting diodes. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 128(6), 744-748.
231. Uysal, T., Amasyali, M., Koyuturk, A. E. and Ozcan, S. (2010). Effects of different topical agents on enamel demineralization around orthodontic brackets: an in vivo and in vitro study. *Australian Dental Journal*, 55(3), 268-274.
232. Rix, D., Foley, T. F. and 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.
233. Faltermeier, A., Rosentritt, M., Faltermeier, R., Reicheneder, C. and Müßig, D. (2007). Influence of filler level on the bond strength of orthodontic adhesives. *The Angle Orthodontist*, 77(3), 494-498.
234. Mahmoud, E., Pacurar, M., Bechir, E. S., Maris, M., Olteanu, C., Dascalu, I. T. and Moldovan, M. (2017). Comparison of shear bond strength and adhesive remnant index of brackets bonded with two types of orthodontic adhesives. *Materiale Plastice*, 54(1), 141.

235. Nagel, N. J. (1975). A materials evaluation of ten direct bonding systems utilizing polycarbonate brackets. *American Journal of Orthodontics*, 67(4), 460-461.
236. Jassem, H. A., Retief, D. H. and Jamison, H. C. (1981). Tensile and shear strengths of bonded and rebonded orthodontic attachments. *American Journal of Orthodontics*, 79(6), 661-668.
237. Bishara, S. E., Ajlouni, R. and Laffoon, J. F. (2003). Effect of thermocycling on the shear bond strength of a cyanoacrylate orthodontic adhesive. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123(1), 21-24.
238. Arıcı, S., Arıcı, N. (2003). Effects of thermocycling on the bond strength of a resin-modified glass ionomer cement: an in vitro comparative study. *The Angle Orthodontist*, 73(6), 692-696.
239. Sokucu, O., Siso, S. H., Ozturk, F. and Nalcaci, R. (2010). Shear bond strength of orthodontic brackets cured with different light sources under thermocycling. *European Journal of Dentistry*, 4(03), 257-262.
240. Yuasa, T., Iijima, M., Ito, S., Muguruma, T., Saito, T. and Mizoguchi, I. (2010). Effects of long-term storage and thermocycling on bond strength of two self-etching primer adhesive systems. *The European Journal of Orthodontics*, 32(3), 285-290.
241. Gardiner, R., Ballard, R., Yu, Q., Kee, E., Xu, X. and Armbruster, P. (2019). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to a new all-ceramic crown composed of lithium silicate infused with zirconia: an in vitro comparative study. *International Orthodontics*, 17(4), 726-732.
242. Özcan, M. (2003). Adhesion of resin composites to biomaterials in dentistry: an evaluation of surface conditioning methods.
243. Tavas, M. A., Watts, D. C. (1979). Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light activated composite: an in vitro study. *British Journal of Orthodontics*, 6(4), 207-208.
244. Klocke, A., Kahl-Nieke, B. (2006). Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(2), 261-265..
245. Cehreli, S. B., Polat-Ozsoy, O., Sar, C., Cubukcu, H. E. and Cehreli, Z. C. (2012). A comparative study of qualitative and quantitative methods for the assessment of adhesive remnant after bracket debonding. *The European Journal of Orthodontics*, 34(2), 188-192.
246. Alkan, Ö., Kaya, Y., Yüzbaşıoğlu Ertuğrul, B. and Keskin, S. (2017). Çıplak Gözle ve Farklı Büyütmelerde Belirlenen Artık Adeziv Miktarı Skorlarının Güvenirliliklerinin Değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 23(1).

247. Kim, S. S., Park, W. K., Son, W. S., Ahn, H. S., Ro, J. H. and Kim, Y. D. (2007). Enamel surface evaluation after removal of orthodontic composite remnants by intraoral sandblasting: a 3-dimensional surface profilometry study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 132(1), 71-76.
248. Egan, F. R., Alexander, S. A. and Cartwright, G. E. (1996). Bond strength of rebonded orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 109(1), 64-70.
249. Khanal, P. P., Shrestha, B. K., Yadav, R. and Prasad Gupta, D. S. (2021). A comparative study on the effect of different methods of recycling orthodontic brackets on shear bond strength. *International Journal of Dentistry*, 2021, 1-7.
250. Al Maaitah, E. F., Alomari, S., Abu Alhaija, E. S. and Saf, A. A. (2013). The effect of different bracket base cleaning method on shear bond strength of rebonded brackets. *Journal of Contemporary Dental Practise*, 14(5), 866-70.
251. Grazioli, G., Hardan, L., Bourgi, R., Nakanishi, L., Amm, E., Zarow, M. and Lukomska-Szymanska, M. (2021). Residual adhesive removal methods for rebonding of debonded orthodontic metal brackets: systematic review and meta-analysis. *Materials*, 14(20), 6120.
252. Halwai, H. K., Kamble, R. H., Hazarey, P. V. and Gautam, V. (2012). Evaluation and comparison of the shear bond strength of rebonded orthodontic brackets with air abrasion, flaming, and grinding techniques: an in vitro study. *Orthodontics: The Art & Practice of Dentofacial Enhancement*, 13(1).
253. Goh, M. W. (2024). Recycling Debonded Metal Orthodontic Brackets-A Comprehensive Review and Meta-Analysis. *Archive of Orofacial Data Science*, 1(1).
254. Bahnasi, F. I., Abd-Rahman, A. N. and Abu-Hassan, M. I. (2013). Effects of recycling and bonding agent application on bond strength of stainless steel orthodontic brackets. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 5(4), e197.
255. Salama, F., Alrejaye, H., Aldosari, M. and Almosa N. Shear bond strength of new and rebonded orthodontic brackets to the enamel surfaces *Journal of Orthodontic Science*. 2018;7:12.
256. Salcedo-Alcaychahua, A. B., Aliaga-Del Castillo, A. and Arriola-Guillén, L. E. (2020). Shear Bond Strength at the Resin/Bracket Interface of Sandblasted Brackets with Different Aluminum Oxide Particle Size. *Journal of Orofacial Sciences*, 12(1), 24-29.].
257. Dubernard, C., Raynal, P. and Tramini, P. (2013). Comparative study of enamel adhesion between RelyX™ Unicem®(3M), a self-adhesive bonding agent, and the combination of MIP®(3M), a hydrophilic adhesive, and Transbond Supreme Low Viscosity®(3M), a traditional hydrophobic adhesive. *International Orthodontics*, 11(3), 247-261.

258. BenGassem, A. A., Georgiou, G. and Jones, S. P. (2013). Initial and fatigue bond strengths of nanofilled and conventional composite bonding adhesives. *Journal of Orthodontics*, 40(2), 137-144.
259. Morais, D. R., Moresca, A. H. K., Losso, E. M., Moro, A., Moresca, R. C. and Correr, G. M. (2015). Shear bond strength of brackets bonded with nanofilled flowable resins. *RSBO: Revista Sul-Brasileira de Odontologia*, 12(1), 8-13.
260. Silva, C. F. L. M. D., Correa, M. A., Correr Sobrinho, L., Moro, A., Moresca, R. C. and Correr, G. M. (2012). Shear bond strength of nanofilled flowable resins used for indirect bracket bonding. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 11, 458-462.
261. Bahrami, S., Azarbayerjani, S. and Kazemian, M. (2023). Comparative evaluation of shear bond strength and debonding properties of GC Ortho Connect composite and Transbond XT composite. *Australasian Orthodontic Journal*, 39(1), 35-41.
262. Shapinko, Y., Eleftheriadi, I., Brosh, T., Adler-Abramovich, L., Davidovitch, M., Sella-Tunis, T. and Shpack, N. (2018). Evaluation of an orthodontic adhesive with combined primer and composite. *Open Journal of Stomatology*, 8(6), 205-216.
263. Joseph, R., Ahmed, N. and Bhat, K. R. R. (2022). Evaluation of shear bond strength of a primer incorporated orthodontic composite resin: an in-vitro study. *Cureus*, 14(4).
264. Pellitteri, F., Cremonini, F., Bellavia, M., Palone, M. and Lombardo, L. (2023). Survival rate of indirectly bonded brackets using single vs. two-component orthodontic adhesive: A 12-month split-mouth clinical trial. *The Saudi Dental Journal*, 35(6), 657-662.
265. Ok, U., Aksakalli, S., Eren, E. and Kechagia, N. (2021). Single-component orthodontic adhesives: comparison of the clinical and in vitro performance. *Clinical Oral Investigations*, 25, 3987-3999.
266. Kamble, R. H., Gute, R., Singh, J., Verulkar, A. and Sharma, N. (2014). Evaluation and comparison of shear bond strength of new and rebonded orthodontic brackets having various mesh base designs: An in vitro study. *Journal of Dental and Medical Sciences*, 13(9), 20-6.
267. Chung, C. H., Fadem, B. W., Levitt, H. L. and Mante, F. K. (2000). Effects of two adhesion boosters on the shear bond strength of new and rebonded orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 118(3), 295-299.
268. Hajrassie, M. K., Khier, S. E. (2007). In-vivo and in-vitro comparison of bond strengths of orthodontic brackets bonded to enamel and debonded at various times. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(3), 384-390.





EKLER

EK-1. Etik Kurul Onayı

KARAK 1 ARIN VE SAYISI: 03.11.2022-E.201639	
	
T.C. GAZİ ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu	
Sayı : E-21071282-050.99-501639 Konu : Prof. Dr. Refia Lale TANER	03.11.2022
Sayın Prof. Dr. Refia Lale TANER Ortodonti Anabilim Dalı Başkanlığına	
Fakültemiz Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna, etik açıdan değerlendirilmek üzere sorumlu araştırmacı "Farklı Adeziv Sistemi İle Yapıştırılan Braketlerin, Farklı Çaptaki Kumlama Materyali İle Temizlenmesinin Ardından Sıyırma Bağlanma Dayanımının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi" konulu çalışma, Etik Kurulumuz tarafından incelenmiş ve araştırma etiği açısından uygun bulunmuştur. Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim. Önemli Not: Sağlık Bakanlığına başvuruda bulunacak çalışmaların, Kurulumuz tarafından incelenmiş ve onaylanmış "Değerlendirilen Belgeler" kısmında belirtilmiş olan Tarih ve Versiyon/Revizyon numaralarının ve "Karar Bilgileri" kısmında belirtilmiş olan karar numarasının yazılması gerekmektedir. Aksi takdirde Sağlık Bakanlığına teslim edilen belgelerde Tarih ve Versiyon/Revizyon numaralarında uyumsuzluk yaşanmaktadır ve bu nedenle dosyalar reddedilmektedir. Bu konuya önem verilmesi bilgilerinize sunulur.	
Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ Kurul Başkanı	
Ek: Klinik Araştırmalar Etik Kurul Karar Formu (3 Sayfa)/Elden Teslim Edilecektir.	
Bu belge, güvenli elektronik imza ile onaylanmıştır. Belge Doğrulama Kodu: BİDEMİENAZ Belge Takip Adresi : https://www.turkiye.gov.tr/gazi-universitesi-etkyl	

EK-1. (devam) Etik Kurul Onayı

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Prof. Dr. Refia Lale TANER tarafından gönderilen "Farklı Adeziv Sistemi ile Yapıştırılan Braketlerin, Farklı Çaptaki Kumlama Materyali ile Temizlenmesinin Ardından Sıyırma Bağlanma Dayanımının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi" konulu çalışmanın kabulüne,
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU		
ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Bişkek Caddesi 82.Sokak No:4 E Blok Zemin Kat Çankaya ANKARA
	TELEFON	0312 203 40 69
	FAKS	0312 203 41 39
	E-POSTA	disetikkurul@gazi.edu.tr

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

Etik Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/
İmza:

Mesut Enes ODABAŞ

EK-1. (devam) Etik Kurul Onayı

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU								
ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Prof. Dr. Refia Lale TANER tarafından gönderilen "Farklı Adeziv Sistemi ile Yapıştırılan Braketlerin, Farklı Çaptaki Kumlama Materyali ile Temizlenmesinin Ardından Sıyırma Bağlanma Dayanımının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi" konulu çalışmanın kabulüne.						
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU								
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili				
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	20.10.2022	Versiyon 2	Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐		
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNCÜLLÜ OLUR FORMU	27.09.2022	Versiyon 1	Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐		
	OLGU RAPOR FORMU	27.09.2022	Versiyon 1	Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐		
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe ☐	İngilizce ☐	Diğer ☐		
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama						
	SİGORTA							
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	20.10.2022 - Versiyon 2						
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU							
	İLAN							
	YILLIK BİLDİRİM							
	SONUÇ RAPORU							
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ							
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: GÜDHKAEK.2022.21/2		Tarih: 03.11.2022					
	Yukarıda bilgileri verilen kapsama düşen ve ilgili belgeler araştırması/çalışmasını gerektiren, amaç, yöntemi ve yetenekleri dikkate alınarak incelenebilir ve uygun bulunan olup araştırmacı/çalışmanın başına dayanarak belirtilen risklerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıda kararla etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.							
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU								
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI		İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamalar Kılavuzu						
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:		Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ						
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile İlişki		Katılım *	İmza
Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ (Etik Kurul Başkanı)	Çocuk Diş Hekimliği	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐
Prof. Dr. Nur MOLLAGÜLÜ	Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐
Prof. Dr. Şehin KAVAKLI	Fizyoloji	Ufuk Ü. Tıp Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☒
Prof. Dr. Orhan Mecit ULUDAĞ	Farmakoloji	Gazi Ü. Eczacılık Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐
Prof. Dr. Ferhan EĞİLMEZ (Bakıldığında uygun olan üye)	Prostetik Diş Tedavisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐
Prof. Dr. Merve Betül ÖÇTAŞLI	Restoratif Diş Tedavisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐
Prof. Dr. İlker PEKER	Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☒
Prof. Dr. Barış ÖZDEMİR (Etik kurul başkanı yardımcısı)	Periodontoloji	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☒	H ☐
Doç. Dr. Benay YILDIRIM	Oral Patoloji	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☒
Doç. Dr. Mergen Aslı EKİCİ	Endodonti	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ
İmza:

EK-1. (devam) Etik Kurul Onayı

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Prof. Dr. Refik Lale TANER tarafından gönderilen "Farklı Adesiv Sistemleri ile Yapılan Baskılar, Farklı Çaptaki Kurulum Materyali ile Temizlenmesinin Ardından Sıyrma Başlatma Dışındaki İki Yüze Olarak Değerlendirilmesi" konulu çalışmaya katılıma.						
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU								
Doç. Dr. Nehir ÇANGÖR BAĞBEK	Ortodont	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	☐	☒	☐	☐	☐	☐
Dr. Öğr. Üyesi Halim TÜRÜN	İlaç Sağlığı	Gazi Ü. Tıp Fakültesi	☒	☐	☐	☐	☐	☐
Av. Ercan AYAZ	Avukat	Serbest Avukat	☒	☐	☐	☐	☐	☐
İsmail YAVUZ	Fotoğrafçılık	-	☒	☐	☐	☐	☐	☐

*Toplamda Bulunan:

Etik Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Mehmet Emin ODABAŞ
İmza:

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

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ŞİRİN, Eda
Uyruğu : T.C.

Eğitim Derecesi	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi / Ortodonti Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2017
Lise	Akşehir Anadolu Öğretmen Lisesi	2012

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2019-devam ediyor	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	Doktora Öğrencisi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

Bilimsel Etkinlikler

17. Türk Ortodonti Derneği Uluslararası Sanal Kongresi, 19-20 Kasım 2021
- XIX. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 02-06 Kasım 2024

Poster Sunumları

- Şirin E., Taner RL. Angle Sınıf II Bölüm 1 Vakada Farklı Monoblok Uygulaması, 17. Türk Ortodonti Derneği Uluslararası Sanal Kongresi, Kasım 2021
- Şirin E., Kale Varlık S. Erken Dönem Sınıf 3 Vakada Zygoma Ankrajlı Yüz Maskesi Uygulaması, 17. Türk Ortodonti Derneği Uluslararası Sanal Kongresi, Kasım 2021

Katıldığı Kurslar

1. TME Splint Kursu, Dr. Dt. Türkan Nadire Yeşil, 20-21 Ağustos 2023
2. İvisalign Şeffaf Plak Sertifikasyon Kursu, Align Tec., 29-30 Mayıs 2024

Yayın

1. Taner RL., Şirin E. (2024). Recycling Methods of Brackets and Their Effects: Literature Review. Türkiye Klinikleri J Dental Sci. 2024;30(2):332-40

Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

Ankara Diş Hekimleri Odası
Türk Ortodonti Derneği





GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..