



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**PRİMER KULLANILAN VE
KULLANILMAYAN FARKLI KOMPOZİT
MATERYALLERİ İLE YAPIŞTIRILAN
ORTODONTİK BRAKETLERİN
DAYANIMLARININ İN VİTRO OLARAK
İNCELENMESİ**

Dt. GÜL AYDIN ŞANLITÜRK

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Ayşe Burcu ALTAN

Prof. Dr. Ali İhya KARAMAN

KOCAELİ – 2018



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**PRİMER KULLANILAN VE
KULLANILMAYAN FARKLI KOMPOZİT
MATERYALLERİ İLE YAPIŞTIRILAN
ORTODONTİK BRAKETLERİN
DAYANIMLARININ İN VİTRO OLARAK
İNCELENMESİ**

Dt. GÜL AYDIN ŞANLITÜRK

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Ayşe Burcu ALTAN

Prof. Dr. Ali İhya KARAMAN

KOCAELİ – 2018

BEYAN

Bu tez çalışmasının KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih

Dt. Gül Aydın ŞANLITÜRK

(İmza)

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimime başladığım ilk günden, uzmanlık eğitimimi tamamladığım güne kadar mesleğimi sürdürecektir bilgi ve becerileri kazanmama yardımcı eden, kendi tecrübelerini paylaşan ve bu süreçte her ihtiyaç duyduğumda bana yol gösteren saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Ali İhya KARAMAN ve Doç. Dr. Ayşe Burcu ALTAN'a,

Tez çalışmam süresince laboratuvarlarını ve ekipmanlarını kullanmama izin veren ve bu çalışmayı yaparken yardımlarını esirgemeyen değerli hocalarım; Bezmialem Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı hocalarından Doç. Dr. Nazmiye DÖNMEZ'e, TÜBİTAK UME Kuvvet Laboratuvarı sorumlusu Doç. Dr. Bülent AYDEMİR'e, Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Anabilim Dalı hocalarından Prof. Dr. Melda YARDIMOĞLU YILMAZ ve Prof. Dr. Süreyya CEYLAN'a ve Kocaeli Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği bölümünden Doç. Dr. Rıdvan YAMANOĞLU ve Arş. Gör. Funda Gül KOÇ'a,

Her gün birlikte çalışmaktan ve bu mesleği birlikte öğrenmekten zevk aldığım çalışma arkadaşlarım Duygu GÜNEŞ, Songül SANDALCI, Ebru ÜÇDEMİR, Duygu TATOĞLU KILIÇ, Ceylin YILMAZ, Merve ÖZTÜRK, Ercan TIRYAKI, İrem DEREÖĞLU, Demet YENİDEDE, Didem ESER, Gülyar GÜLER, Pelin Ece ÜST ve Feyza Nur DÜNDAR'a,

Daima güleryüzlü ve yardımsever olan bölümümüz personeli Havva HASKIRIŞ, Nagihan ARSLAN, Ayşe ÖZCAN ve Sabit BİRLİKTİR'e,

Hayatımın her aşamasında bana destek olan, bana inanan ve güvenen, yanımda olmalarından sonsuz minnet duyduğum sevgili ailem; annem Ayşe ŞANLITÜRK, babam Kenan Yüce ŞANLITÜRK ve kardeşim Selin Selvi ŞANLITÜRK'e,

En içten duygularıyla teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İç Kapak Sayfası	
KABUL VE ONAY	
BEYAN	
TEŞEKKÜR	
TABLolar DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
RESİMLER DİZİNİ	x
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xii
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1. Braketlerin Mine Yüzeyine Yapıştırılması	5
4.1.1. Diş Yüzeyinin Temizlenmesi	5
4.1.2. Minenin Pürüzlendirilmesi	5
4.1.3. Primer Uygulaması	7
4.1.3.1. Primerlerin İçerikleri	8
4.1.3.2. Primer Kullanımının Sebep Olabileceği El Dermatozları	10
4.1.4. Yapıştırma İşlemi	11
4.1.4.1. Kompozit Rezinler	11
4.2. Mineye Bağlanmada Primer Kullanılmaması	12
4.2.1. İlk Çalışmalar	12
4.2.2. Ortodontide Yapılan Çalışmalar	15
4.3. Termal Siklüs	20
4.4. Sıyırma Testi	21
4.5. Adeziv Artık İndeksi (ARI)	22
5. GEREÇ VE YÖNTEM	24
5.1. Etik Kurul Onayı	24
5.2. Gereçler	24
5.2.1. Dişler	24
5.2.2. Braketler	24
5.2.3. Asit Jel	25
5.2.4. Adeziv Sistemler	25
5.2.5. Işık Cihazı	27
5.2.6. Termal Siklüs Cihazı	27
5.2.7. Sıyırma Testi İçin Kullanılan Cihaz	28

5.2.8.	Stereo Mikroskop	28
5.3.	Yöntem	29
5.3.1.	Dışlerin Hazırlanması	29
5.3.2.	Minenin Pürüzlendirilmesi	30
5.3.3.	Braketlerin Yapıştırılması	30
5.3.4.	Işık ile Polimerizasyon	31
5.3.5.	Termal Siklüs	32
5.3.6.	Dışlerin Akrilik Bloklara Alınması	32
5.3.7.	Sıyırma Testi	33
5.3.8.	Adeziv Artık İndeksi Skorlaması (ARI)	34
5.3.9.	İstatistiksel Değerlendirme	35
6.	BULGULAR	36
6.1.	Sıyırma Testi ile İlgili Bulgular	36
6.2.	Adeziv Artık İndeksi Skorlaması ile İlgili Bulgular	39
6.3.	Mukavemet Değerleri ile ARI Skorlarının Korelasyonu	40
7.	TARTIŞMA	42
7.1.	Çalışma Amacının Tartışılması	42
7.2.	Gereç ve Yöntemin Tartışılması	43
7.3.	Bulguların Tartışılması	55
8.	SONUÇLAR	65
9.	KAYNAKLAR	66
10.	ETİK KURUL ONAYI	80
11.	ÖZGEÇMİŞ	82

TABLULAR DİZİNİ

Tablo	Sayfa
Tablo 1. Braket yapıştırma protokolü	31
Tablo 2. Tek yönlü varyans analizi ile mukavemet değerlerinin karşılaştırılması	38
Tablo 3. Tukey çoklu karşılaştırma testi ile mukavemet değerlerinin kıyaslanması	38
Tablo 4. ARI skorlamasından elde edilen bulgular	39
Tablo 5. ARI skorlarının birbirleriyle kıyaslanması	39
Tablo 6. Mukavemet değerleri ve ARI skorları arasındaki korelasyon	40

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1. Kompozit rezinin yüzeyinde oluşan doldurucu partikül içermeyen faz	14
Şekil 2. Braketler koparılırken meydana gelen stres-gerilim eğrisi örneği	36
Şekil 3. Gruplardan elde edilen ortalama mukavemet değerleri	37
Şekil 4. Elde edilen kuvvet değerlerinin güven aralığı, ortalama değerleri ve medyan değerlerinin şematik olarak gösterimi	37
Şekil 5. ARI skorlarının dağılımı	40



RESİMLER DİZİNİ

Resim	Sayfa
Resim 1. Elektron mikroskobu ile görüntülenen rezin taglar	12
Resim 2. Elektron mikroskobu ile görüntülenen rezin tag oluşumları	13
Resim 3. Doldurulmuş rezin ile oluşturulmuş olan rezin taglar	14
Resim 4. Çalışmamızda kullanılan braketler	25
Resim 5. Etch Royale asit jel (Pulpdent, Watertown, ABD)	25
Resim 6. Transbond™ XT Primer (3M Unitek, Monrovia, Calif)	25
Resim 7. Transbond™ XT Adeziv (3M Unitek, Monrovia, Calif)	26
Resim 8. GC Ortho Connect Kompozit (GC Orthodontics, Japonya)	26
Resim 9. Biofix Kompozit (Biodinamica, Ibirora, Brezilya)	26
Resim 10. Elipar™ S10 LED ışık cihazı (3M ESPE, ST. Paul, MN, ABD)	27
Resim 11. SD Mechatronik Thermocycler (SD Mechatronik GmbH, Almanya)	27
Resim 12. Zwick/Roell Z250 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Almanya)	28
Resim 13. Labomed CZM6 Zoom Stereo Microscope (Labo America Inc., ABD)	29
Resim 14. Tech marka stereo mikroskop	29
Resim 15. Minenin pürüzlendirilmesi süreci	30
Resim 16. Taşan kompozitin temizlenmesi	31
Resim 17. Braketlerin mezial ve distalden ışıklandırılması	32
Resim 18. Numune örnekleri	32
Resim 19. Cihaza yerleştirilmiş bir örneğin görüntüsü	33
Resim 20. ARI skoru 5 olan bir örneğin ve braketin görüntüsü	34
Resim 21. ARI skoru 4 olan bir örneğin ve braketin görüntüsü	34
Resim 22. ARI skoru 3 olan bir örneğin ve braketin görüntüsü	34
Resim 23. ARI skoru 2 olan bir örneğin ve braketin görüntüsü	35
Resim 24. ARI skoru 1 olan bir örneğin ve braketin görüntüsü	35

Resim 25. Mine kırığı örneği

63



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Kısaltmalar

4-AETA	4-Akriloyloksietil Trimellitat Anhidrid
4-MET	4-Metakriloyloksietil Trimellitik Asit
10-MDP	10-Metakriloyloksidesil Dihidrojenfosfat
ABD	Amerika Birleşik Devletleri
ARI	Adeziv Artık İndeksi
BIO	Biofix Grubu
Bis-GMA	Bisfenol-A-Glisidil-Dimetakrilat
BHT	Bütilhidroksitoluen
BPO	Benzoil Peroksit
C	Santigrat
cm²	Santimetrekare
CNC	Computer Numerical Control
dk	Dakika
DMT	N-N Dimetil-p-Toluidin
GC	GC Ortho Connect Grubu
HEMA	Hidroksietil Metakrilat
ISO	International Organization for Standardization
kg	Kilogram
LED	Light Emitting Diode
MA	Metakrilik Asit
MAC-10	11-Metakriloyloksi-1,1'undekandikarboksilik Asit
MEHQ	Monometil Eter Hidrokinon
mm	Milimetre
mm²	Milimetrekare
MMA	Metil Metakrilat
MPa	MegaPascal
mW	MiliWatt
N	Newton
nm	Nanometre
NCSS	Number Cruncher Statistical System
Phenyl-P	2-(Metakriloyloksietil)fenil Hidrojenfosfat
PPD	1-Fenil 1,2 Propandion
psi	Pound per Square Inch
µm	Mikrometre
UDMA	Üretan Dimetakrilat

TB	Transbond XT Kompozit Grubu
TBP	Transbond XT Primer ve Kompozit Grubu
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
TÜBİTAK	Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu

Simgeler

%	Yüzde
°	Derece
±	Artı veya Eksi



ÖZET

Primer Kullanılan ve Kullanılmayan Farklı Kompozit Materyalleri ile Yapıştırılan Ortodontik Braketlerin Dayanımlarının İn Vitro Olarak İncelenmesi

Bu çalışmanın amacı, primer kullanılan ve kullanılmayan yapıştırma sistemleri ile mine yüzeyine yapıştırılan braketlerin mukavemetlerini karşılaştırmaktır.

Bu amaçla elde edilen 100 adet premolar diş, dört gruba ayrılmıştır. Bir gruba konvansiyonel bir braket yapıştırma kompoziti olan Transbond XT kompozit (Transbond XT Adhesive, 3M Unitek, Calif) primeri ile beraber kullanılmış (Transbond XT Primer, 3M Unitek, Calif), ikinci grupta aynı yapıştırma prosedürü primer basamağı çıkartılarak uygulanmış, diğer iki grupta ise üretici firma talimatları doğrultusunda primer kullanılmadan uygulanmaları tavsiye edilen GC Ortho Connect (GC Orthodontics, Japonya) ve Biofix (Biodinamica, Ibiçora, Brezilya) kompozitler kullanılarak metal ortodontik braketler mine yüzeyine yapıştırılmıştır. Braket yapıştırılmış dişler termal siklus ile yaşlandırıldıktan sonra örneklere sıyırma testi uygulanmış ve bağlanma dayanımları ölçülmüştür. Daha sonra kopmanın meydana geldiği bölgelerin belirlenmesi için stereo mikroskop ile ARI skorlaması yapılmıştır.

Primer kullanımı, Transbond XT gruplarının mukavemetleri ve ARI skorları arasında anlamlı farklılık yaratmamıştır. GC Ortho Connect'in mukavemeti primer kullanılan Transbond XT grubu ile benzer bulunmuş, Biofix'in mukavemeti ise primer kullanılan Transbond XT ve GC Ortho Connect gruplarından düşük bulunmuştur. GC Ortho Connect grubunun ARI skorları diğer gruplardan anlamlı olarak farklı bulunmuş, kopmanın bu grupta genelde adezivin kendi yapısı içerisinde gerçekleştiği, diğer gruplarda ise mine-adeziv arayüzünde meydana geldiği görülmüştür.

Braket yapıştırma işlemleri esnasında primer uygulama basamağı çıkartıldığında da yeterli mukavemet elde edilebilmektedir. Ancak, primer kullanımı braketlerin söküm aşamasında minede oluşabilecek hasarlara karşı koruyucu olabilir.

Anahtar sözcükler: ortodonti, primer, adeziv rezin, braket, bağlanma mukavemeti

SUMMARY

Investigation of the In Vitro Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded With Composites With or Without the Use of a Primer

The purpose of this study is to compare the shear bond strength of adhesive systems with or without the use of primer in bonding orthodontic brackets to enamel.

For this purpose, 100 premolar teeth were obtained and separated into four groups. In one group, Transbond XT Adhesive (3M Unitek, Calif) was used with a primer (Transbond XT Primer, 3M Unitek, Calif), in the second group the same bonding procedure was followed, only the use of the primer was excluded. In the third and fourth groups, two orthodontic adhesives (GC Ortho Connect, GC Orthodontics, Japan; Biofix, Biodinamica, Ibiçara, Brazil) that are used without a primer per manufacturers instructions were used to bond metal orthodontic brackets to the enamel surface. The specimens were aged with thermal cycling and then tested for shear bond strength. The failure sites were assessed with the ARI score using a stereo microscope.

The use of a primer created no statistically significant difference in shear bond strength or ARI scores using the Transbond XT adhesive. The shear bond strength of GC Ortho Connect was found to be similar to the Transbond XT adhesive group when used with a primer. The shear bond strength regarding Biofix was found to be lower than Transbond XT with the use of a primer and GC Ortho Connect. The failure mode regarding GC Ortho Connect was primarily found to be within the adhesive and this finding was significantly different than the other groups. The failure mode observed in the other groups was mostly at the enamel-adhesive interface.

Sufficient shear bond strength is obtainable when primer application is excluded during bonding brackets to teeth. However, the use of a primer may be protective against enamel damage during debonding procedures.

Key words: orthodontics, primer, adhesive resin, bracket, shear bond strength

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Braketlerin dişe bağlanmasının temeli, bir adezivin mine yüzeyinde ve braket tabanında bulunan düzensizliklere kilitlemesine dayanır (1). Buonocore'un asit ile pürüzlendirme yöntemini bulmasıyla, kompozit ile diş yüzeyine bağlanma oldukça hızlı bir şekilde gelişmeye başlamıştır (2).

Günümüzde kabul edilen ve yaygın olarak uygulanan braket yapıştırma prosedürü genel olarak şu şekildedir; öncelikle dişler, temiz bir yüzey elde edebilmek için temizlenir. Daha sonra %37 fosforik asit jel veya solüsyon dişlere uygulanarak 15-30 saniye beklenildikten sonra dişler bol miktarda su ile yıkanarak diş yüzeyindeki bütün asidin uzaklaşması sağlanır. Bu işlemden sonra dişler hava ile kurutularak dişlerde buzlanmış cam görüntüsü elde edilir. Elde edilen pürüzlü mine yüzeyine primer uygulanır ve daha sonra kuru bir ortamda kompozit kullanılarak braketler dişlere yerleştirildikten sonra kompozit sertleştirilir. Kendiliğinden sertleşen kompozitler günümüzde hala kullanılıyor olsa da genelde bu işlem sıklıkla ışıkla sertleşen kompozitler aracılığıyla yapılmaktadır (3).

Sabit ortodontik tedavinin başarısını etkileyen faktörlerden biri de dişlere yapıştırılan apareylerin çiğneme ve tedavi sırasında uygulanacak mekanik kuvvetlere dayanabilecek şekilde sıkıca yapışabilmesidir (4), ancak braketlerin mineye bağlanma kuvvetinin çok fazla olması da braket sökümü esnasında mineye zarar verebilme ihtimali sebebiyle istenmemektedir (5). Ortodontik ataçmanın tedavi boyunca kopmadan yerinde durması önemlidir, çünkü kopan ataçmanlar ortodontist için zaman kaybına sebep olacağı gibi, hastanın kopan braketle geçirdiği boş zaman hastanın tedavisinin uzaması anlamına da gelmektedir. Reynolds, 5,9-7,8 MPa değerinde bir bağlantı kuvvetinin klinik koşullar için yeterli olacağını ifade etmiştir (6). Littlewood ve ark. da yaptığı *in vitro* bir çalışmada, klinik olarak kabul edilebilecek %5'lik bir başarısızlık oranı için gerekli minimum bağlanma gücünün yaklaşık 5 MPa olduğunu ifade etmişlerdir (7). Ayrıca, adezivin kullanımı kolay, diş çürüklerine karşı koruyucu ve fiyatı da uygun olmalıdır (4).

Dişlere braket yapıştırma işleminin yukarıda sayılan basamaklarından primer uygulanması tartışma konusu olmuştur. Pürüzlendirilmiş mine yüzeyine primer uygulama basamağının şart olmadığını ifade eden araştırmalar 1970'lere dayanmaktadır. Jörgensen ve Shimokobe, yaptıkları çalışmanın sonucunda kompozit rezinlerin yüzeyinde, pürüzlendirilmiş minedeki porları dolduracak kadar doldurulmamış rezin bulunduğunu

ve bu sebeple ilave bir doldurulmamış rezin kullanımına gerek olmadığını ifade etmişlerdir (8).

Dişlere braket yapıştırma aşamasında uygulanan basamak sayısı azaltıldığında klinisyenler zaman kazanabilir (9) ve braketleme işlemi sırasında oluşabilecek kontaminasyon sebebiyle ortaya çıkabilecek potansiyel hatalar azaltılabilir (10). Ayrıca kullanılan ürünlerin sayısı azalacağından, ekonomik bir kazanç olacağı da aşikardır.

Ayrıca yapılan bir seri çalışmada, diş hekimliği personeline sıklıkla el dermatozlarına rastlandığı (11,12) ve tüm dental personele kıyasla, ortodonti branşında çalışan personelde bu lezyonların en fazla sıklıkta görüldüğü bildirilmiştir (13,14). Primer ajanların içinde bulunan akrilatların önemli kontakt alerjenler oldukları da göz önüne alındığında (15), primer uygulama basamağını kaldırmanın bir başka avantajı da sıvı rezin ve polimerize olmamış komponentlere olan mesleki maruziyetin azaltılması ve dermatozların sıklığının azalması olabilir.

Bu tez çalışmasının amacı, ortodontik braketlerin dişlere yapıştırılması sırasında primer kullanımının gerekliliğini değerlendirmektir. Bu kapsamda, laboratuvar koşulları altında, öncesinde primer uygulanarak ve uygulanmayarak, farklı marka kompozitler kullanılarak diş yüzeylerine yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetine karşı gösterdikleri mukavemetler kıyaslanmıştır.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Braketlerin Mine Yüzeyine Yapıştırılması

Braketlerin diş yüzeyine yapıştırılma prosedürü genelde diş yüzeyinin temizlenmesi, minenin pürüzlendirilmesi, primer uygulaması ve ataçmanın yerleştirilmesi basamaklarından oluşmaktadır.

4.1.1. Diş Yüzeyinin Temizlenmesi

Braketin yapıştırılacağı yüzey mutlaka temiz olmalı, üzerinde hiçbir artık bulunmamalıdır. Bu amaçla dişlerin temizlenmesi için sıklıkla ponza kullanılmaktadır (8,10,16–39). Bu işlem mikromotor ile birlikte kullanılan lastik frezler veya fırçalar yardımıyla yapılmaktadır. Ancak bu işlemin gerekli olup olmadığı hakkında tartışmalar olmuştur. Ponza ile temizleme işlemi rutinde diş yüzeyindeki artıkların kaldırılması için yapıyor olsa da, Main ve ark. yalnızca asitleme işleminin pelikül tabakasını kaldırmada yeterli etkiyi gösterdiğini bulmuşlardır (40). Braketleme öncesi ponza ile temizlenen ve temizlenmeyen dişlere yapıştırılan braketlerin başarısızlık oranı bakımından karşılaştırıldığı çeşitli çalışmalarda, gruplar arasında fark olmadığı bildirilmiştir (41–43). Bu çalışmalardan birinde, Lindauer ve ark. ponza ile temizlenmiş ve temizlenmemiş dişlere yapıştırılan braketleri *in vitro* ve *in vivo* olarak karşılaştırdıklarında, braket bağlanma kuvveti, mine yüzey karakteristiği ve klinik başarısızlık oranları bakımından gruplar arasında anlamlı fark tespit edememişlerdir (42). Buna rağmen, ponza ile temizleme işlemi bonding prosedürünü negatif yönde etkilemediğinden, mine-rezin arayüzünde kalabilecek artıkların temizlenmesi açısından bu işlemi tavsiye eden araştırmacılar vardır (44).

4.1.2. Minenin Pürüzlendirilmesi

Minenin pürüzlendirilmesi asit, kumlama veya lazer yöntemlerinden herhangi biriyle yapılabilmektedir. Ancak mineyi pürüzlendirmek için günümüzde en sık olarak fosforik asit ile pürüzlendirme yöntemi kullanılmaktadır.

1955'te Buonocore mineye %85'lik fosforik asidi 30 saniye boyunca uygulayarak akrilik yapıların dişe bağlanmasını sağlayacak bir metod geliştirmiştir ve böylece mineye bağlanma konusunda öncü haline gelmiştir (2). Bu çalışma, diş hekimliğinde adezyon kavramının temelini oluşturmaktadır. Buonocore, boyacılıkta metal yüzeylerin boyanmasında, boyanın metale daha iyi tutunmasını sağlamak için yapılan dağlama

işleminde esinlenerek bu işlemi dişlerde de uygulamaya karar vermiştir. Araştırmacı, yaptığı çalışma sonucunda, asitle dağlanan mine yüzeyine yapıştırdığı akrilik materyalleri sökmek için mekanik bir kuvvet gerektiğini, ancak asit ile dağlanmamış mine yüzeylerine yapıştırılan akrilik materyallerde spontan ayrılmalar olduğunu fark etmiştir (3). Sonrasında, Bowen ile Buonocore ve ark. mineyi pürüzlendirmenin temellerini oluşturan birer çalışma yayınlamışlardır (45,46).

1960'lı yıllarda mikromekanik bağlanmanın önemi anlaşılmaya başlanmıştır ve çeşitli çalışmacılar fosforik asidi farklı oranlarda ve sürelerde kullanarak, minede pürüzlendirme işlemini değerlendiren çalışmalar yapmışlardır (47-49). 1968'de Buonocore ve ark. asitle pürüzlendirilmiş minede sıvı monomerin mine prizmalarına girerek oluşturduğu rezin tagların varlığını ispat etmişlerdir (50). Bu rezin taglar, mikromekanik bağlanmanın temelini oluşturmaktadır.

Mineyi pürüzlendirmek için kullanılan asitlerin jel formları ve sulu solüsyon formları mevcuttur. Jel veya solüsyon formların arasında mineyi pürüzlendirme etkisi bakımından aralarında bir fark bulunmamış olsa da (51), klinik uygulamalarda jel formlar daha çok tercih edilmektedir. Bunun sebebi, jelin klinik koşullar altında daha iyi kontrol edilebilmesi ve kontrol edilemeyen sulu solüsyonun dişeti dokularına zarar verip, istenmeyen doku reaksiyonlarına sebep olabilme ihtimalidir (52).

Minenin pürüzlendirilmesi genel olarak %37'lik fosforik asitin mine yüzeyinde 15-30 saniye bekletilmesi ve sonradan yıkanıp kurulanması ile yapılmaktadır. Bu işlem, mine prizmalarının bir kısmını demineralize etmekle birlikte, minenin yüzey alanını ve yüzey enerjisini arttırmaktadır. Böylelikle yüzeyin ıslanabilirliği de artırılarak mikromekanik bağlanma kolaylaşmaktadır. Pürüzlendirmenin derinliği birçok faktöre bağlı olmakla beraber, ortalama olarak 3,5 µm ile 27,1 µm arasında olduğu gösterilmiştir (53).

Minenin pürüzlendirme şekli değişkenlik gösterebilmektedir. En çok görülen Tip 1 pürüzlendirmede, minenin prizma korları ortadan kalkarken; Tip 2 pürüzlendirmede tam tersi bir durum meydana gelerek prizma periferi ortadan kalkmaktadır. Tip 3 pürüzlendirme şeklinde ise, hem Tip 1, hem de Tip 2'ye benzeyen alanlarla birlikte herhangi bir patern gözlenmeyen alanlar bulunmaktadır (54,55).

4.1.3. Primer Uygulaması

Buonocore ve ark., 1956'da yaptıkları bir çalışmada, içerisinde dentine özel bir afinitesi olduğu söylenen gliserofosforik asit dimetakrilat molekülü bulunan bir kavite örtücüyü incelemişlerdir. Bu materyalin %5-10'u fosforik asit, %5-10'u metakrilik asit ve %80-90'ı metil metakrilattan oluşmaktaydı. Araştırmacılar, dolgu öncesinde bu materyalin uygulanmasıyla bağlanma dayanımının iki kat arttığını bulmuşlar, kavite örtücünün içindeki fosfat grubu ile dişin organik yapısı arasında meydana gelen kimyasal bağın, artmış bağlanma gücünü açıkladığını ifade etmişlerdir (46).

1962'de Bowen, günümüzde de kullanılan primerlerin temelini oluşturan Bis-GMA'nın (Bisfenol-A-Glisidil-Dimetakrilat) patentini almıştır (56). Bis-GMA'ya, mucidine ithafen "Bowen rezini" de denmektedir. Bowen bu rezini bulurken amacının, o dönemde kullanılan silikat simanlardan daha az çözünür ve metil metakrilattan daha fazla boyutsal stabiliteye sahip bir rezin geliştirmek olduğunu ifade etmiştir (56,57).

Buonocore, 1970'li yılların başında pit ve fissürleri örtmek için asitle pürüzlendirdiği mine yüzeyine Bis-GMA içeren bir rezin uygulamıştır (58,59) ve bu teknikten esinlenen Silverman ve ark. da ortodontik braketleri asitlenmiş diş yüzeylerine Bis-GMA içeren bir rezin ile yapıştırmışlardır. Bu teknikle yapıştırılan ataçmanların ağızdışı kuvvetler veya tork kuvvetleri gibi birçok kuvvete dayanabildiği rapor edilmiştir (60). Böylece günümüzde kullanılan, asitlenen mine yüzeyine primer uygulanmasına dayanan tekniğin temeli atılmıştır.

Primerler rutin olarak mineyi korumak, marjinal sızıntıyı azaltmak, bağlanma mukavemetini artırmak, pürüzlenmiş mine, braket ve yapıştırıcı rezin arasındaki bütünlüğü sağlamak gibi sebeplerle kullanılmaktadır (61). Primerler, temel olarak rezin monomerler, reaksiyon başlatıcılar, inhibitörler, çözücüler ve bazen inorganik dolduruculardan oluşurlar (62). Primer, önce mineye, sonra da kompozite bağlanır. Minedeki bağlanma daha çok mikromekanik yolla olurken, kompozit ile olan bağ oksijen inhibisyon tabakasındaki rezidüel çift bağların kopolimerizasyonu sonucu oluşmaktadır (63). Minede oluşan mikromekanik kilitleme, asit ile oluşturulan mikroporozitelere primer ajanının difüzyon ile girmesi sonucu meydana gelmektedir (64).

4.1.3.1. Primerlerin İçerikleri

4.1.3.1.1. Monomerler

Primer ajanların kompozit ile iyi bir kovalent bağ kurabilmesi için, içlerine kompozitlere benzer şekilde rezin monomerler konmaktadır. Bu monomerler primerin en önemli içeriği olarak kabul edilir çünkü yapısal bütünlük ve güç gibi fiziksel özellikler sağlarlar. Bu rezin monomerler, temel olarak bir veya daha fazla polimerize olan grup, bu grupları birbirine bağlayan bir kaide ve monomerin kendine özgü özelliklere sahip olmasından sorumlu olan bir fonksiyonel gruptan oluşur. Monomer olarak en yaygın kullanılanlar akrilatlardır. Bunlardan da en yaygın kullanılanlar metakrilat monomerleridir (62).

Monomer olarak kullanılan ajanlardan bazıları metakrilik asit (MA), metil metakrilat (MMA), hidroksietil metakrilat (HEMA), 4-MET, 4-AETA, 10-MDP, MAC-10, Phenyl-P, di-HEMA-fosfat ve HEMA-fosfat, dimetakrilatlar ve metakrilamidlerdir (62).

Dimetakrilatların en bilinenleri Bis-GMA, UDMA (Üretan Dimetakrilat) ve TEGDMA'dır (Trietilen Glikol Dimetakrilat). Bu monomerler sıkı çapraz bağlar oluşturularak polimere güç kazandırır (62). Bis-GMA'nın metil metakrilat gibi ilk kullanılan küçük monomere kıyasla avantajlarından bazıları daha az büzülme göstermesi, daha sert ve güçlü olması ve daha az buharlaşma ve difüzyon göstermesi sebebiyle daha az toksik olmasıdır (65,66). Ancak Bis-GMA, yüksek viskoziteye sahip bir monomer olması sebebiyle genellikle kullanılabilir bir akışkanlığa gelebilmesi için TEGDMA gibi viskozitesi daha düşük monomerler ile dilüe edilir (67). UDMA'nın da molekül ağırlığı Bis-GMA ile benzer olsa da viskozitesi daha düşüktür, daha esnektir ve daha biyouyumlu olduğu söylenmektedir (68).

4.1.3.1.2 Başlatıcılar

Reaksiyon başlatıcılar, serbest radikal, katyon veya anyon şeklinde olabilirler ve monomere eklenerek yeni bir serbest radikal, katyon veya anyon oluşmasına neden olup reaksiyonu başlatırlar. Reaksiyonun başlaması bu moleküller aracılığıyla termal, kimyasal veya fotokimyasal yollarla meydana gelebilmektedir (69). Kompozitlerde ve adezivlerde kimyasal başlatıcılar ve foto-başlatıcılar kullanılmaktadır. Hangi çeşit başlatıcının kullanılacağı adezivin kullanılma amacına göre belirlenmektedir. Eğer hem

kimyasal, hem de foto-başlatıcılar kullanılıyorsa, bu adezivlere “dual-cure” adezivler denilmektedir (62). Günümüzde, ortodontik amaçlı adeziv rezinlerde genellikle foto-başlatıcılar kullanılmaktadır.

Işık ile başlatılan polimerizasyon reaksiyonları, bir foto-başlatıcının uygun dalga boyundaki ışık ile uyarılması sonucu ortaya çıkan serbest radikaller ile başlar (70). Foto-başlatıcıların ışık absorpsiyon özellikleri, kullanılan ışık ünitesi ile uyum içerisinde olmalıdır (71). Fotobaşlatıcı olarak kullanılan bazı ajanlar kamforokinon, 1-fenil-1,2 propandion (PPD) ve asilfosfin oksitlerdir. Bunlardan primerlerde ve kompozitlerde en sık olarak kullanılanı kamforokinondur (62).

Kamforokinonun maksimum ışık absorpsiyonu, görünür ışıkta mavi ışığa denk gelen 468 nm dalga boyunda olmaktadır (72). Kamforokinon sarı renkli bir bileşiktir. Işık ile muamele edilmesi sonucunda sarı renginin neredeyse kaybolmasına rağmen, yetersiz ışıklandırma sebebiyle bir miktar sarı renk kalabilmektedir (73). Neticede renk uyumunda sıkıntı olmaması açısından konsantrasyonu limitlenmek zorunda kalınmaktadır ve bu da sonuç olarak polimerizasyonun miktarını ve derinliğini etkilemektedir (74).

Kimyasal başlatıcı olarak sıklıkla benzoil peroksit (BPO) ve N,N-dimetil-p-toluidin (DMT) kullanılmaktadır. Ancak DMT'nin toksisitesi yüksek olduğundan alternatif tersiyer aminlerin kullanımı üzerine çalışılmaktadır (75). Alternatif olarak tribütillboran da kimyasal başlatıcı olarak kullanılabilir (76).

4.1.3.1.3. İnhibitörler

İnhibitörler, preparatların içine taşımacılık sırasında veya saklama koşullarındaki sıcaklık değişiklikleri gibi sebeplerle polimerizasyon reaksiyonunun başlamasını önlemek için eklenmektedirler (69). En sık kullanılan inhibitörler, bütil hidroksitoluen (BHT) ve monometil eter hidrokinondur (MEHQ) (62).

4.1.3.1.4. Çözücü

Dental adezivlerde çözücü olarak sıklıkla su, etanol ve aseton kullanılmaktadır (77). Primer, dişe uygulandıktan sonra çözücünün buharlaştırılması için kurutulmalıdır. Ortamda kalan artık çözücü, polimerizasyonu engelleyebilir ve/veya kırılma direncini düşürebilir (78). Yetersiz kurutma bağlanma kuvvetinin düşmesine (79) ve mikrosızıntının artmasına (17) sebep olabilir.

4.1.3.1.5. Doldurucu

Kompozit rezinlerin her zaman doldurucu içermelerine karşın, konvansiyonel adeziv rezinler genelde doldurucu içermezler. Doldurucu eklendiği zaman ise kolloidal silika ve pirojenik silika gibi silikon dioksitler ve silikat camlar gibi birçok madde kullanılabilir. Ayrıca flor salma amacıyla bazı adezivlere de flor içeren reaktif silikat cam ilaveler de yapılabilmektedir (62).

Günümüzde diş yüzeyine bağlanmak için asitleme ve yıkama tekniği mineye yeterli ve stabil bir bağlanma sağlamak için en uygun yoldur. Asitleme ve yıkama tekniği ile kullanılan adezivler temel olarak üç basamaklı ve iki basamaklı olmak üzere ikiye ayrılır. Üç basamaklı teknikte asitleme işleminden sonra yüzeye önce hidrofilik bir primer, daha sonra hidrofobik bir adeziv rezin uygulanır. İki basamaklı teknikte ise asitleme yapıldıktan sonra primer ve adeziv rezin tek şişede birleştirilmiş halde bulunur ve tek basamak olarak uygulanır (64). Ortodontide sıklıkla iki basamaklı teknik uygulanmaktadır.

4.1.3.2. Primer Kullanımının Sebep Olabileceği El Dermatozları

Alerjik kontakt dermatit geliştirme riski bakımından kıyaslandığında, diş hekimliği personelinin, diğer çalışan personele göre, dermatit geliştirme riskinin daha fazla olduğu tespit edilmiştir (80). Yapılan çalışmalarda, diş hekimliğinde çalışan personelde sıklıkla el dermatozları görüldüğü (11,12) ve ortodonti personelinde diğer dental branşlara nazaran daha fazla sıklıkta bu lezyonların görüldüğü ifade edilmiştir (13,81–83).

Diş hekimliğinde kullanılan birçok madde ile birlikte akrilatların da dişhekimliği personelinin ellerinde alerjiye sebep olan maddeler arasında bulunduğu tespit edilmiştir (15). Dental personelde akrilatlar karşılığında görülen alerji oranı, farklı çalışmalarda %1-2'den %25'e kadar değişen oranlarda raporlanmıştır (12,15,84–86). Bonding işlemi sırasında kullanılan bazı maddelerin eldivenlerden geçebildikleri tespit edilmiştir (87–90). Dental kompozit rezin ürünlerindeki temel alerjenik akrilatlar epoksi akrilatlar, dimetakrilatlar ve diakrilatlardır (91). Akrilatların da genel olarak önemli kontakt alerjenler olduğu ve dikkatle kullanılmalı gerektiği söylenmiştir (15). Bonding işlemi primer kullanılmadan yapılabilirse, ortodontistlerin sıvı rezin ve içindeki polimerize olmamış monomerlere mesleki maruziyetleri de azalmış olacaktır.

4.1.4. Yapıştırma İşlemi

Mine yüzeyi pürüzlendirilip, sıvı rezin ile kaplandıktan sonra braketler diş yüzeyine yapıştırılır. Bu işlem için genellikle direkt yöntem tercih edilir. 2008 yılında yapılan istatistik çalışmasına göre Amerika'daki ortodontistlerin %89,4'ü direkt bonding yöntemini kullanmaktadırlar (92). Direkt bonding yönteminde braket pozisyonu ağız içinde klinisyen tarafından belirlenir (1). Braket tabanına yapıştırıcı uygulandıktan sonra braket diş yüzeyinde doğru pozisyonda yerleştirilir. Bu işlem için sıklıkla kompozit rezinler kullanılmaktadır.

4.1.4.1. Kompozit Rezinler

Dental kompozitler temel olarak genelde dimetakrilatlardan oluşan bir polimerik matris, genelde cam, kuvarz ve/veya silikadan oluşan güçlendirici doldurucular, doldurucu içeriğini matrisle bağlamak için kullanılan silan bağlayıcı ajan ve polimerizasyon reaksiyonunu kontrol eden kimyasallardan oluşurlar (68,93). Çoğu dental kompozit, rezin fazında temel olarak Bowen'ın bulduğu aromatik dimetakrilat monomerini (Bis-GMA) içermektedir (56,94). Primerlerdeki gibi, kompozitlerde de Bis-GMA genelde TEGDMA ve UDMA gibi başka monomerlerle birlikte kullanılır (95). Rezin faz, şekillendirilebilmeyi ve polimerizasyonu sağlarken; doldurucu içeriği de materyale sertlik, güç, düşük termal genişleme katsayısı ve düşük polimerizasyon büzülmesi sağlamaktadır (55). Ortodontik amaçlı kullanım için önemli olan bir özellik de viskozitedir. Materyalin viskozitesi diş yeterince ıslatacak kadar az olmalı fakat braket yerleştirilirken braketin hareket etmesine izin vermemelidir (6).

Kompozitler kimyasal olarak veya ışık ile polimerize edilebilmektedir. Amerika'daki ortodontistlerin çoğunluğunun ışık ile sertleşen kompozitleri tercih ettiği tespit edilmiştir (92). Yine primerlerdeki gibi, kompozitlerde de polimerizasyon reaksiyonunun başlatılmasında kimyasal olarak polimerize olanlarda genelde benzoil peroksit-amin sistemi ve ışık ile polimerize olanlarda genelde kamforokinon başlatıcı ajanlar olarak kullanılmaktadırlar (72).

Primer kullanılmadan braketleme yapılabilmesi için, sıvı rezin kullanmadan yapıştırılan ataçmanların tedavi süresi boyunca kopmadan ağızda kalabilmeleri ve uygulanan kuvvetleri uygun şekilde dişlere iletebilmeleri gerekmektedir. Bir basamağın kaldırılmış olması, ekonomik kazanç ve koltukta geçirilen zamanın azalması açısından avantajlar sağlayabilir, ayrıca braketleme işlemi sırasında oluşabilecek kontaminasyon

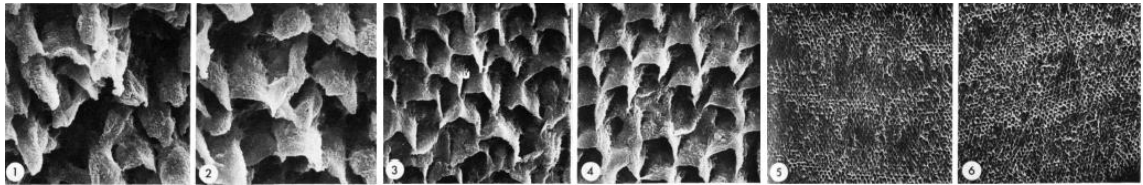
sebebiyle ortaya çıkabilecek potansiyel hatalar azaltılabilir (10). Koltukta geçirilen zamanın da azalacağı düşünülmektedir, ancak bu konuda yapılan bir çalışmada, primer kullanılmaması halinde braket başına kazanılan zaman 4,1 saniye olarak hesaplanmış, bunun da istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucuna varılmıştır (96).

4.2. Mineye Bağlanmada Primer Kullanılmaması

4.2.1. İlk Çalışmalar

Mine pürüzlendirildiğinde ortaya çıkan boşluklara rezinin girip polimerize olmasıyla ortaya çıkan rezin tagların mineye tutunmaya en fazla katkı sağlayan yapılar olduğu kabul edilmektedir (64). Kompozit rezin uygulanmadan önce düşük viskoziteli rezinlerin kullanımının gerekli olduğu söyleniyor olsa da (50,97) bu basamağın gerekliliğini sorgulayan çalışmalar 1970'li yıllara dayanmaktadır.

1975'te Jörgensen ve Shimokobe pürüzlendirilmiş mine yüzeyine düşük viskoziteli bir rezin uygulanması ile, sıvı rezin kullanılmadan direkt olarak pürüzlendirilmiş mineye uygulanan üç adet yüksek viskoziteli kompozit materyalin rezin tag oluşumlarını, ışık mikroskobu ve elektron mikroskobu ile karşılaştırmışlardır (8). Çalışma sonucunda araştırmacılar, rezin tag oluşumu ve tag uzunluğu bakımından gruplar arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır (Resim 1). Sıvı rezin kullanılmadan, sadece kompozit ile rezin tag oluşturulan örneklerde tagların içerisinde doldurucu partiküllerin olmadığını gözlemişler, dolayısıyla tag oluşumunun kompozitin kendisinin değil de, içerisindeki rezin fazın viskozitesine ve bu komponentin kompozit materyalin yüzeyinde yeterince bulunup bulunmadığına bağlı olduğunu ifade etmişlerdir. Kompozit rezinlerin yüzeyinde rezin tag oluşturabilecek likit fazın yeterli miktarda bulunduğu ve kompozit rezinlerin fosforik asit ile pürüzlendirilmiş mine yüzeyine bağlanması için ilave bir düşük viskoziteli rezinin uygulanmasına gerek olmadığı sonucuna varmışlardır.



Resim 1. Elektron mikroskobu ile görüntülenen rezin taglar. 1,3,5 numaralı görüntüler düşük viskoziteli rezin, 2,4,6 numaralı görüntüler kompozit materyallerle elde edilen rezin tagları göstermektedir (8).

1976'da Pahlavan ve ark. ile 1977'de Asmussen'in yaptığı çalışmalarda da farklı viskozitesi olan rezinler direkt olarak asitlenmiş mine yüzeyine uygulanmış ve oluşan rezin tag formasyonu incelendiğinde tag uzunlukları arasında anlamlı fark görülmediği belirtilmiştir (18,19).

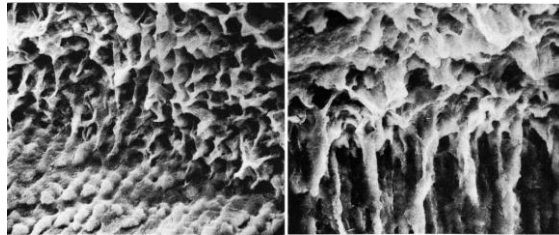
Low ve ark., 1978'de yaptıkları çalışmada, üç kompozit rezin ve bir doldurulmamış rezini asitlenmiş mine yüzeyine uyguladıktan sonra, örnekleri ışık mikroskobu ve elektron mikroskobu ile incelemişler ve rezin tag oluşum sıklığı ve tagların uzunluğu bakımından anlamlı bir fark olmadığını raporlamışlardır (20).

Raadal, yaptığı çalışmada kompozit uygulamasından önce ara bir rezin tabaka kullanılan ve kullanılmayan örneklerle çekme testi uygulamış ve test sonucunda elde edilen mukavemetleri kıyasladığında gruplar arasında anlamlı bir fark bulamamıştır (21).

Ortiz ve ark.'nın yaptığı çalışmada, pürüzlendirilmiş mine yüzeyine kompozit rezinden önce primer uygulanan ve uygulanmayan örnekler, 37°C sıcaklıkta iki hafta saklanmış veya termal siklus ile yaşlandırılmışlardır. Sonrasında, bağlanma mukavemetleri ve mikrosızıntı açısından karşılaştırıldıklarında, 37°C'de saklanan örneklerde primer uygulamasının mikrosızıntı ve bağlanma mukavemetleri açısından anlamlı fark yaratmadığı, termal siklus ile yaşlandırılan örneklerde ise primer uygulamasının mikrosızıntı bakımından anlamlı fark yaratmadığı, ancak test edilen üç kompozitten birinde bağlanma mukavemetini arttırdığı sonucuna varılmıştır (98).

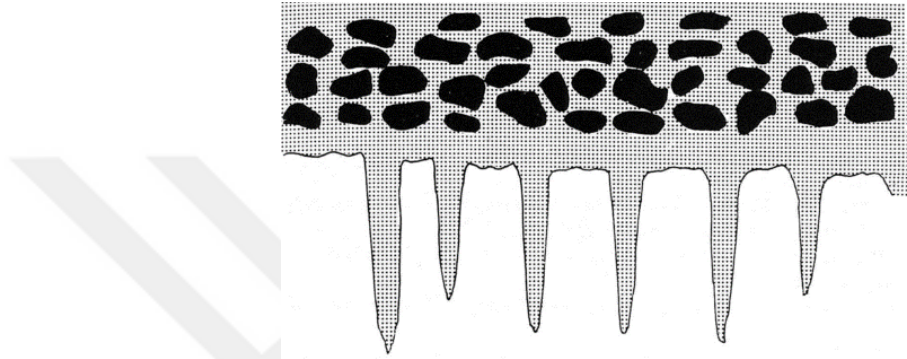
Diedrich, 1981'de yaptığı çalışmanın sonucunda pürüzlendirilmiş mine yüzeyine örtücü uygulanmasının minede oluşturulmuş mikroporozitelere olan penetrasyonu arttırmadığını ve rezin tag oluşumunda farklılık gözlenmediğini ifade etmiştir (22).

1981'de Retief ve Woods, yaptıkları çalışmada asitlenmiş mine yüzeyine bonding ajanı uygulanmış ve uygulanmamış dişlere kompozit tatbik ettikten sonra, bu örnekleri bağlanma kuvveti, mikrosızıntı ve rezin tag oluşumu açısından incelediklerinde, parametrelerin hiçbirinde iki grup arasında anlamlı bir fark tespit edememişlerdir (99).



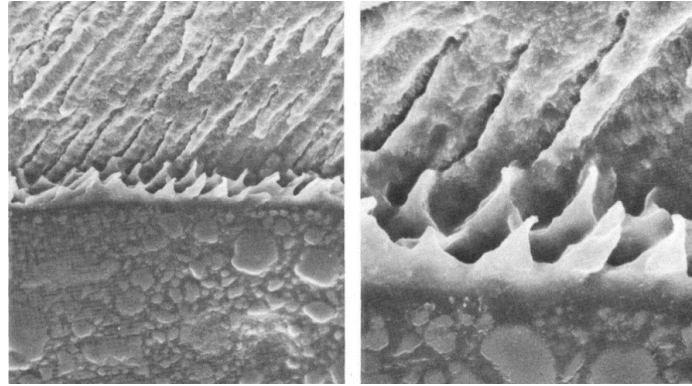
Resim 2. Elektron mikroskobu ile görüntülenen rezin tag oluşumları. Soldaki görüntü kompozit rezine, sağdaki görüntü bonding rezinine aittir (99).

Viskozitesi yüksek kompozit materyallerin, doldurulmamış rezinler kadar rezin tag oluşturabilme özelliği beklenmedik olsa da, içeriğindeki rezin maktriks fazı doldurulmamış rezinlere benzerdir ve bu fazın doldurucu partiküllerden bağımsız olarak hareket etme kapasitesi olabilir. Dolayısıyla bu rezinler, pürüzlenmiş mineyle temasa geldiğinde oluşmuş olan porözitelere bağımsız olarak akabilir (20). Bu özellik, birçok çalışmada bu yüksek viskoziteli rezinlerle oluşturulan rezin taglarda doldurucu içeriği bulunamamış olmasıyla desteklenmektedir (Şekil 1) (8,20,99).



Şekil 1. Kompozit rezinin yüzeyinde oluşan doldurucu partikül içermeyen faz (99).

Tag bölgesinde doldurucu içeriğine rastlayamayan çok sayıdaki çalışmaya karşılık, Pahlavan ve ark., kompozit materyallerle oluşan rezin tagların genel olarak doldurucu içermediğini, ancak bazı örneklerde tag bölgesinde bazı doldurucu partiküllerine rastladıklarını ifade etmişlerdir (Resim 3) (18).



Resim 3. Doldurulmuş rezin ile oluşturulmuş olan rezin taglar. Resinin içerisindeki doldurucu partiküller görünmektedir (18).

Bu çalışmalar mineye bağlanmada kompozitten önce sıvı bir rezinin kullanımını sorgulamaktadırlar. Sonuçları direkt olarak ortodontik braket yapıştırmak için uygulanabilir değildir.

4.2.2. Ortodontide Yapılan Çalışmalar

Birçok çalışma, mineye bağlanmak için kompozitten önce sıvı bir rezin basamağının uygulanmasının gerekli olmadığını gösterdikten sonra, ortodonti alanında da birçok araştırmacı bunu incelemeye başlamıştır.

O'Brien ve ark., yaptıkları çalışmada, çekilmiş insan dişlerinden oluşan bir gruba düşük viskoziteli sıvı rezin uygulayıp, bir gruba uygulamamışlar ve daha sonra ışıkla sertleşen bir kompozit ile dişlere braket yapıştırmışlardır (100). Braket yapıştırılan dişlere uygulanan sıyrma deneyinde bağlanma mukavemeti bakımından gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (düşük viskoziteli rezin uygulanan grup için 12,1 N/mm², düşük viskoziteli rezin uygulanmayan grup için 13,1 N/mm², p>0,05). İki grup arasında kopma bölgesi olarak da fark görülmemiş ve örneklerin %95'inde mine-adeziv arayüzünde başarısızlık meydana geldiği ifade edilmiştir. Bu çalışmada, premolar dişlerde mine yüzeyinin aşındırılarak düz hale getirilmiş olması ve bu dişlere alt keser braketlerinin uygulanmış olması sebebiyle sonuçlar klinik pratiğe uyarlanamayabilir.

Wang ve Tarng'ın 1991'de insan dişlerinde yaptıkları çalışmada kimyasal olarak sertleşen bir kompozit ile yapıştırdıkları braketlerin altındaki pürüzlendirilmiş mineye örtücü uygulanıp uygulanmamasının bağlanma kuvvetini değiştirip değiştirmeyeceğini araştırmışlardır (61). Çalışmanın sonucunda iki grup arasında braketler koparıldığı zaman ölçülen bağlanma kuvvetleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (örtücü uygulanan grup 0,71 kg/mm², örtücü uygulanmayan grup 0,69 kg/mm², p>0,05). Kopma bölgesi değerlendirildiğinde de iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir, ancak örtücü uygulanmayan örneklerin %4'ünde minede ayrılma meydana geldiğinden, örtücü uygulamasının braketlerin çıkarıldığı safhada mine ayrılmalarına karşı koruyucu olabileceğini eklemişlerdir.

2000 yılında, biri retrospektif (101) biri *in vitro* (102) olmak üzere, ortodontide sıvı rezin kullanımını sorgulayan iki çalışma yayınlanmıştır. Retrospektif olan çalışmada aynı klinikte çalışan, benzer klinik tecrübeye sahip, straight-wire tekniğini kullanan ve aynı braketleri ve bonding materyallerini kullanan iki ortodontistin hastaları kıyaslanmıştır (101). Bu ortodontistlerin bir tanesi, mineyi pürüzlendirip kuruttuktan sonra yüzeye iki kere %70 alkol uygulayıp, mine yüzeyine sıvı rezin uygulamadan, direkt olarak iki patlı kimyasal kompoziti karıştırıp braket ile birlikte diş yüzeyine tatbik etmektedir. Diğer

ortodontist ise temel olarak aynı prosedürü takip etmekte, ancak alkol ile kurutma yapmayıp, sıvı resin basamağını da işleme dahil etmektedir. Hastaların tedavi süreleri boyunca kopan braketlerin oranı kıyaslandığında anlamlı bir fark bulunamamıştır (sıvı resin kullanılmayan test grubu için %5.62, kontrol grubu için %6.22) (101). Ancak bu çalışmada test grubunda ilave olarak yapılan alkol ile kurutma basamağı klinikteki rutin uygulamalarla uyum içerisinde değildir.

Yukarıda bahsi geçen *in vitro* çalışmada ise, iki farklı kompozit ile (Transbond XT, 3M Unitek, Calif; Phase II, Reliance, Illinois), likit resin kullanılarak ve kullanılmadan, çekilmiş insan dişlerine braketler yapıştırılmıştır (102). Çalışmada sıyırma deneyi ile braketler kırılıp bağlanma kuvvetleri ölçüldüğünde, likit resin kullanılan kontrol grupları ve kullanılmayan test grupları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (Transbond XT için test grubu 20,6 MPa, kontrol grubu 18,0 MPa, Phase II için test grubu 15,0 MPa ve kontrol grubu 18,5 MPa, $p=0,762$). Örnekler elektron mikroskobu ile incelendiğinde, önceki çalışmaların aksine, likit resin kullanılmayan gruplarda resin tag oluşumuna rastlanmamışlardır. Transbond XT grubu için ARI (Adeziv Artık İndeksi) skoru değerlendirildiğinde test ve kontrol grupları arasında anlamlı bir fark görülmemesine karşın, Phase II kullanılan dişlerde likit resin kullanılmamasının kopma paterninin değişmesine ve diş-kompozit arayüzünde daha fazla kopmanın görülmesine yol açtığı raporlanmıştır.

2004'te Uysal ve ark.'ın yaptığı çalışmada, çekilmiş insan dişlerine üçü akışkan (Flows-Rite, Pulpdent® Corporation, Watertown, Mass; Flow, Filtek™, 3M Dental Products; Flow Line, Heraeus Kulzer, Dormagen, Almanya), biri konvansiyonel kompozit (Transbond XT) ile braket yapıştırıp bağlanma dayanımını *in vitro* olarak incelemişlerdir. Kullanılan üç akışkan kompozitten biri (Flows-Rite), üretici firma talimatları gereğince sıvı resin kullanılmadan direkt olarak pürüzlenmiş mine yüzeyine uygulanmaktaydı. Çalışmanın sonuçlarında, konvansiyonel kompozit için ortalama bağlanma mukavemeti 17,10 MPa bulunmuş, üç akışkan kompozitin sonuçları ise Flows-Rite için 6,60 MPa, Filtek Flow için 7,75 MPa ve Flow Line için 8,53 MPa şeklinde ölçülmüştür. Konvansiyonel kompozit ve diğer gruplar arasında anlamlı fark bulunmuş olmasına karşın, üç akışkan kompozit arasında elde edilen mukavemet değerleri açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır. Kopmanın gerçekleştiği bölge değerlendirildiğinde konvansiyonel kompozit kullanımında kompozitin bir kısmı veya tamamı braketle

kalırken, akışkan kompozit kullanılan örneklerde kompozitin %90'ından fazlası dışta kalmıştır (23).

2005'te Tecco ve ark.'nın yaptığı çalışmada konvansiyonel bir braket yapıştırma kompoziti olan Transbond XT ve iki tane akışkan kompozitle (Denfil Flow, Vericom Laboratories Ltd, Anyang, Kore; Dyract Flow, DeTrey Dentsply, Konstanz, Almanya) yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımları kıyaslanmıştır. Akışkan kompozitlerden bir tanesi (Denfil Flow) hem likit rezinle (Denfil Primer, Vericom Laboratories Ltd, Anyang, Kore), hem de likit rezin kullanılmadan uygulanmış, diğer akışkan kompozit ise (Dyract Flow) likit rezin kullanılmadan uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda braketlerin bağlanma dayanımları ve ARI skorları arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (24).

Ryou ve ark., 2008 yılında yaptıkları bir çalışmada, dört adet akışkan kompozit (Grandio Flow, Voco, Cuxhaven, Almanya; UniFil Flow, GC, Tokyo, Japonya; UniFil LoFlo Plus, GC; Denfil Flow, Vericom), Transbond XT ve bir tane dolgu kompoziti (Filtek Z250, 3M ESPE, St. Paul, Minn) ile çekilmiş insan dişlerine braket yapıştırdıktan sonra sıyırma deneyi ile bağlanma mukavemetini kıyaslamışlardır. Bu çalışmada akışkan kompozitler ve dolgu kompoziti likit rezin kullanılmadan, Transbond XT grubunda ise kendi primeri kullanılmıştır. Çalışma sonucunda Transbond XT'nin bağlanma kuvvetinin diğerlerinden daha fazla olduğu gözlenmiş, diğer gruplar arasında ise anlamlı fark bulunamamıştır. ARI skorları kıyaslandığında akışkan kompozitlerde diğer gruplara kıyasla diş yüzeyinde daha fazla kompozit kaldığı görülmüştür (10).

2009 yılında Romano ve ark.'nın yaptığı çalışmada, bir ortodontik braket yapıştırma kompozitinin (Transbond Plus Color Change, 3M Unitek, Monrovia, CA) mukavemeti çeşitli koşullar altında incelenmiştir (103). İncelenen gruplardan ikisi bu kompozitin primer ile ve primer kullanılmadan direkt olarak pürüzlendirilmiş mine yüzeyine uygulanması şeklindedir. Yapılan sıyırma testi sonucunda bu iki grup ile elde edilen mukavemet değerleri ve ARI skorları kıyaslandığında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

2011 yılında Albeladejo ve ark.'nın yaptığı laboratuvar çalışmasında çekilmiş insan dişlerine primer sürerek ve sürmeyerek dört farklı akışkan kompozit (Tetric Flow, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein; Transbond Supreme LV, 3M; Admira Flow, Voco, Cuxhaven, Almanya; Filtek Supreme XT, 3M) ve bir konvansiyonel braket yapıştırma kompoziti (Transbond XT) kullanılarak braketler diş yüzeyine yapıştırılmış ve

bağlanma mukavemetleri kıyaslanmıştır. Bir akışkan kompozit hariç (Transbond Supreme LV), tüm kompozitlerde primer kullanılmadığında braket bağlanma mukavemetinde düşüş gözlenmiştir. ARI skorları açısından gruplar arasında fark gözlenmemiştir (25).

Invernici ve ark.'nın 2012 yılında yaptıkları laboratuvar çalışmasında, konvansiyonel bir braket yapıştırma kompozitini (Transbond XT) kullanarak braketleri dişlere kendi primeri ile (Transbond XT Primer, 3M, Monrovia, Calif), farklı bir primer ile (Ortho Primer Morelli, Morelli Orthodontic Products, São Paulo, Brezilya) ve primersiz olarak yapıştırmışlardır. Sıyırma testi sonucunda deneysel primer ile elde edilen mukavemet diğerlerinden yüksek bulunduğu halde, adezivin kendi primeri ile kullanılması ile primersiz kullanım arasında anlamlı bir mukavemet farkı bulunamamıştır. Ancak ARI skoru açısından gruplar kıyaslandığında primersiz grupta diş üzerinde daha az kompozit kaldığı görülmüştür (104).

Bazargani ve ark.'nın 2012'de yaptıkları klinik çalışmada, hastalara ortodontik tedavilerinden sonra lingual retainer yapıştırırken bir gruba sıvı rezin kullanmış, bir gruba ise kullanmamışlardır (105). İki yıl takip süresi sonunda sıvı rezin kullanılan grupta başarısızlık oranı %4 bulunmuş ve başarısızlık daha çok kompozit-tel arayüzünde görülürken, sıvı rezin kullanılmayan grupta başarısızlık oranı %27 bulunmuş ve başarısızlık daha çok kompozit-mine arayüzünde meydana gelmiştir. İki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,049$). Bu çalışma lingual retainerlarda yapıldığı için sonuçları braket yapıştırma prosedürü için yorumlamaya uygun değildir.

2013 yılında Scribante ve ark., konvansiyonel bir braket yapıştırma kompoziti (Transbond XT) ile iki tane primersiz kullanılan ortodontik kompoziti (Ortho Cem, FGM, Joinville, Brezilya; Heliosit, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), farklı taban yapısına sahip braketler (Anchor-Lock tabanlı ODP metal braketler, Franklin, IN, ABD; Accu-Lock örgü tabanlı ODP metal braketler, Franklin, IN, ABD) kullanarak karşılaştırmışlardır. Çalışma bulguları, incelenen braket tabanına göre farklılık göstermiştir; primersiz kullanılan kompozitlerin bağlanma dayanımı ile konvansiyonel kompozit arasında anlamlı bir fark çıkmamış veya primersiz kompozitlerin bağlanma dayanımı daha düşük çıkmıştır (26).

2014 yılında Pillai ve ark., yaptıkları *in vitro* çalışmada, ortodontik braketleri diş yüzeyine yapıştırırken, sıvı bir rezin kullanılmadan uygulanan bir ortodontik braket

yapıştırma kompozitini (Biofix, Biodinamica, Brezilya), primeri ile kullanılan konvansiyonel bir braket yapıştırma kompoziti olan Transbond XT ve kimyasal olarak sertleşen bir ortodontik kompozit olan Unite (3M Unitek, Calif) ile bağlanma dayanımları açısından kıyaslamışlardır. Çalışmalarının sonucunda Transbond XT ile elde edilen bağlanma kuvveti ve rezin penetrasyonu, diğer iki kompozit ile elde edilenden daha yüksek bulunmuş, Biofix ve Unite arasında bu iki parametre bakımından anlamlı fark gözlenmemiştir (Bağlanma kuvveti; Biofix=9,3 MPa, Transbond XT=11,2 MPa, Unite=9,89 MPa) (106).

Nandhra ve ark., 2015 yılında yaptıkları klinik çalışmada 92 kişilik bir hasta grubunda, adeziv ile önceden kaplanmış braketler hastaların yarısına Transbond XT primer ile, diğer yarısına ise primer kullanılmadan, direkt olarak pürüzlendirilmiş mine yüzeyine yapıştırılmış ve braket kopma insidansları ile kopma meydana geldiğindeki ARI skorları açısından gruplar kıyaslanmıştır. 12 ay sonunda primer kullanılan gruptaki kopma oranı %11,1, primersiz grupta %15,8 olarak hesaplanmış ve primersiz yapıştırılan braketlerin kopma ihtimali primer kullanılanlara kıyasla 1,47 kat daha fazla bulunmuştur. Ancak bu sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamış ve primersiz elde edilen bağlanma kuvvetinin primerliye kıyasla daha düşük olmadığı sonucuna varılmıştır (p=0,08). ARI skorları kıyaslandığında, iki grupta da çoğu örnekte kompozitin tamamı veya çoğunluğu braketten kalmış olsa da, primer basamağının kaldırılmasının kompozitin tamamının braketten kalma ihtimalini artırdığı gözlenmiştir (96).

2016 yılında Bazargani ve ark., 49 hasta ile yaptıkları klinik çalışmada, Transbond™ MIP primer (3M Unitek, Monrovia, Calif) kullanarak ve kullanmadan, Transbond™ Plus (3M Unitek) ile dişlere braketler yapıştırıldıktan sonra ortodontik tedavi normal seyrinde ilerlerken, braket kopma insidansı meydana geldiğinde bu kopma kaydedilip, iki grup arasındaki kopma oranları kıyaslanmıştır. Bu çalışmadaki hastalarda ağız hayali olarak 4 kadrana bölünmüş, çapraz kadrana primer uygulanmış veya uygulanmamıştır. Bu şekilde her hasta kendi kontrol grubunu oluşturmuştur. Çalışmanın sonucunda primer uygulanmamış olan grupta braket kopma yüzdesi %5,5, primer uygulanmış grupta ise bu oran %3,1 olarak tespit edilmiştir. Bu oranlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0,063) Tüm grupta ve yaşı daha büyük olan hastalarda (14-18 yaş) fark çıkmazken, yalnızca yaşı daha küçük olan hastalar değerlendirildiğinde

(10-13 yaş) primer kullanılmadan yapıştırılan braketlerin anlamlı şekilde daha çok koptyu gözlenmiştir (primerli=%4,1, primersiz=%12,1) (9).

2017'de dos Santos Oliveira ve ark., dört farklı kompozit (Transbond™ XT; 3M Unitek, Calif; Fill Magic, Vigodent, Rio de Janeiro, Brezilya; Biofix, Biodinamica, Brezilya; Orthocem, FGM Orthodontic Products, Joinville, Brezilya) ile yapıştırılan braketlerde, primer kullanımının braket bağlanma dayanımına etkisini *in vitro* olarak araştırmışlardır. Her kompoziti primerli ve primersiz olarak iki gruba bölmüşler, Transbond™ XT'yi kendi primeri ile, diğer grupları ortak bir primer ile (Single Bond Universal Adhesive, 3M ESPE, MN, ABD) kullanmışlardır. Dişler braketlendikten sonra termal sıklüse tabi tutulmuşlardır. Çalışmanın sonucunda primer kullanımının bütün kompozitler için, kullanılmayan örneklere kıyasla, bağlanma dayanımını arttırdığı sonucuna varılmıştır. Bu çalışmada, primer kullanılmadığında, Transbond XT'nin bağlanma kuvveti diğerlerinden fazla bulunmuş, diğer üç kompozit arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Primer kullanıldığında ise Transbond XT'nin mukavemetinin en yüksek, Orthocem'in mukavemetinin en düşük olduğu sonucuna varılmıştır. ARI skoru açısından değerlendirildiğinde, tüm gruplarda kompozitin tamamının brakette kalma eğiliminin daha fazla olduğu gözlenmiştir (27).

2016 yılında yayınlanan ve ortodontide braket yapıştırma işleminde herhangi bir primer kullanılmamasını inceleyen bir meta regresyon analizi çalışmasında, primer uygulaması yapılmasının, bu basamağın atlanmasına göre bağlanma kuvvetini ortalama olarak 2,1 MPa arttırdığı bulunmuş, ancak aradaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu çalışmanın sonucunda ortodontik yapıştırıcılardan önce bir adeziv rezin kullanılmamasının bağlanma kuvvetini etkilemediği ve kullanılan ortodontik yapıştırıcı ajanının türünden bağımsız olarak bu basamağın atlanabileceği ifade edilmiştir (107).

4.3. Termal Sıklüs

Termal sıklüs, biyomateryallerde klinik pratikte meydana gelen fizyolojik yaşlanmayı laboratuvarında taklit etmek için en sık kullanılan yöntemdir (108). Bu yöntemde, diş ve restoratif materyal ağız boşluğundaki uç sıcaklık değişikliklerine tabi tutulur (109). Farklı sıcaklıklar bu işlem için önerilmiş olsa da (110), termal sıklüs için sıklıkla 5-55°C sıcaklıkları sıklıkla kullanılmaktadır (27-30,111,112). Sıklüs sayısı açısından ISO (International Organization for Standardization) standartları 500 sıklüs

önerse de (113), birçok yazar bu sayının yetersiz olduğu görüşündedir (30,110,114–116). Literatürde 100 sıklüsten 1,000,000 sıklüse kadar değişik sayılarda termal sıklüs yapılmış çalışmalara rastlanabilmektedir (108,110). Gale ve Darvell, bir senelik yaşlanmayı taklit edecek sıklüs sayısının 10,000 olduğunu ifade etmişlerdir (110). Yapılmış çalışmalar incelendiğinde termal sıklüs protokolü üzerinde çalışmacılar arasında bir fikir birliğine ulaşılamadığı görülmektedir (108,110).

Ortodontide yapılmış çalışmalarda termal sıklüs uygulamasının bağlanma mukavemetini azalttığını gösteren birçok çalışma vardır (28,111,117,118). Bağlanma kuvvetindeki düşmenin sebepleri olarak su emilimi, mine, braket ve adeziv arasındaki termal genleşme katsayısı farkının ortaya çıkardığı stres ve zayıflama meydana gelmiş bölge varlığında tekrarlanan sıcaklık değişikliğinin bu arayüzlerde yaratacağı genişleme gösterilmiştir (111). Ancak termal sıklüs sonrasında bağlanma mukavemetinde hiç fark bulmayan yazarlar (30) ve ayrıca termal sıklüs işleminin ağız içi ortamı tam anlamıyla taklit edemediğini savunan yazarlar da vardır (102).

4.4. Sıyırma Testi

Braketler, ağız içinde kullanıldıkları sürece ve de sökümde çeşitli yönlerden gelen farklı kuvvetlere maruz kalırlar. Ağız içinde bu kuvvetler çoğunlukla sıyırma, germe ve basma şeklindeki kuvvetlerdir (31). Bunlardan, *in vitro* ortamda en çok kullanılanlar germe, sıyırma veya torsiyon yüklemeleridir (119). Sıyırma testinin klinik performans açısından en çok korelasyon gösteren test olduğu söylenmektedir (120) ve bu testin amaçlarından biri de adezivlerin ağızdaki yüklere mukavemet gösterebilme kapasitelerini değerlendirmektir (121). Bu testler sırasında braket üzerine uygulanan kuvvetler moment kolu oluşturarak germe komponentlerinin de ortaya çıkmasına sebep olur ve böylece sıyırma kuvvetinin yanında braketi dişten ayırıcı kuvvetler de oluşmaktadır (119).

Ancak, literatüre bakıldığında, farklı ajanların mukavemet değerlerini kıyaslamak için yapılmış olan sıyırma deneyleri arasında bir standardizasyon olmadığı gözlenmektedir. Van Noort ve ark., farklı bonding ajanlarının evrensel çapta kıyaslanabilmesi için bağlanma kuvveti ölçümlerinde bir standardizasyon gerekliliğini ifade etmiştir (122). Rueggeberg de standart olmayan şekilde yapılan adezyon çalışmalarının farklı çalışma gruplarından elde edilen sonuçları kıyaslamayı imkansız hale getirdiğini söylemiştir (123). Bağlanma kuvvetini mine yüzeyinin yapısı, mine pürüzlendirme işlemleri, kullanılan adezivin tipi ve kullanılan braketin tabanının şekli ve

yapısı etkilemektedir (31). Katona da standardizasyon protokollerinin gerekliliğini vurgulamış, spesifik olarak test yapılmak amacıyla üretilmiş braketlerin yokluğunun bu hedefe ulaşılmasını güçleştirdiğini vurgulamıştır (119).

4.5. Adeziv Artık İndeksi (ARI)

Adeziv artık indeksi ilk olarak 1984'te Årtun ve Bergland tarafından tanımlanmıştır ve braketler çıkarıldıktan sonra dişte kalan adeziv miktarını değerlendirmek için geliştirilmiştir (124). Skorlama şu şekilde yapılmaktadır;

0 = Diş yüzeyinde adeziv yok.

1 = Adezivin %50'sinden daha azı diş yüzeyinde kalmıştır.

2 = Adezivin %50'sinden fazlası diş yüzeyinde kalmıştır.

3 = Adezivin tamamı diş yüzeyinde kalmış ve üzerinde braket kadesinin izi net olarak görülebilmektedir.

Daha sonra 1990'da Bishara ve Trulove kendi adeziv artık indekslerini geliştirmişlerdir (125). Bu indekste skorlama 1-5 arasında değişmektedir;

5 = Diş yüzeyinde kompozit kalmamıştır.

4 = Kompozitin %10'undan daha azı diş yüzeyinde kalmıştır.

3 = Kompozitin %10'undan daha fazla, ancak %90'ından daha az miktarı diş yüzeyinde kalmıştır.

2 = Kompozitin %90'ından fazlası diş yüzeyinde kalmıştır.

1 = Kompozitin tamamı diş yüzeyinde kalmış ve üzerinde braket kadesinin izi görülebilmektedir.

Literatürde 0-3 arası puanlamanın yapıldığı sistem (5,10,32–37,96,102,111,118,126–128) ve 1-5 arası puanlama yapılan sistem (23,38,39,112,129–133) de kullanım yeri bulmuştur.

Çehrelı ve ark., bu iki puanlama sistemini kantitatif metodlar olan tarayıcı elektron mikroskop görüntüleri ve elemental haritalama metodu ile karşılaştıran bir çalışma yapmışlardır. Çalışmanın sonucunda araştırmacılar, Bishara ve Trulove'ın beş puanlı sisteminin kantitatif yöntemlerle elde edilenlerle benzer sonuç verdiğini, bu sistemin Årtun ve Bergland'ın dört puanlı sisteminden daha hassas olabileceğini, ancak beş puanlı

sistemin de küçük değişiklikleri maskeleyebileceğinin göz önüne alınması gerektiğini ifade etmişlerdir (134).

Braketler dişten ayrılırken ideal olanın, braketlerin sökölmesinden sonraki temizlik aşamasını kısalttığı gerekçesiyle kompozitin çoğunun braketle kalması olduğunu söyleyen yazarlar olsa da (135,136), mine-adeziv arayüzünde meydana gelen ayrılma, minede kopmalar oluşmasına sebep olabilir (137). Bu yüzden braket sökölümünün güvenli bir şekilde yapılabilmesi için, kopmanın braket-adeziv arayüzünde veya adezivin kendi içinde olması istenir (138,139). Zachrisson ve Büyükyılmaz, mineye verilebilecek zararın önüne geçmek için, braketler çıkarılırken braketin braket sökücü ile, kompoziti dişte bırakacak şekilde sıyırma/ayırma şeklindeki kuvvetlerle çıkarılmasını önermektedirler (44).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

5.1. Etik Kurul Onayı

Araştırmanın yürütülebilmesi için Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Komisyonu tarafından 15.11.2017 tarihli, 2017/329 kayıt numaralı ve KÜ GOKAEK 2017/15.24 karar numaralı etik kurul raporu alınmıştır (Ek 1).

5.2. Gereçler

5.2.1. Dişler

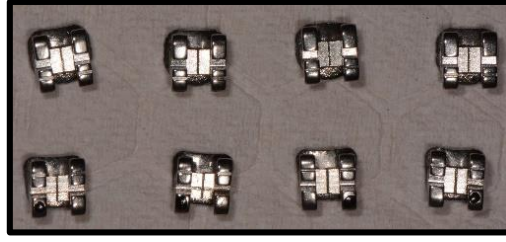
Örneklem sayısının belirlenmesi için çalışmaya başlamadan güç analizi yapılmıştır. G*power 3.1 programı ile yapılan analizde, ortalama mukavemet değeri için etki büyüklüğü 0,37 bulunmuş (alfa hata olasılığı=0,05); güç değeri 0,80 alınarak yapılan örneklem genişliği analizinde toplam alınması gerekli örnek sayısı 84 (her grup için 21) olarak bulunmuştur. Bu analiz sonucunda her grup için 25 dişin kullanılmasına karar verilmiştir.

Çalışmamızda, Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda ortodontik tedavi gören hastalardan, tedavileri kapsamında çekim endikasyonu konulan ve aynı fakültenin Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda diş çekimleri yapılan 100 adet alt veya üst, birinci veya ikinci premolar dişler kullanılmıştır.

Çekilen dişlerin periodontal endikasyonla çekilmemiş olması, çürük veya dolgu içermemesi, herhangi bir kimyasal işlemde geçmemiş olması, diş minesinde yapısal bozukluk, çatlak veya davye travmasıyla meydana gelmiş hasarların olmamasına dikkat edilmiştir. Çekimden hemen sonra, dişlerin üzerinde kalan periodontal ligament artıkları temizlenmiş, dişler hava su spreyiyle yıkanıp kurutulmuş ve içinde distile su olan cam kavanozlarda, karanlık ortamda, oda sıcaklığında saklanmışlardır. Saklama sıvısı periyodik olarak değiştirilmiş ve bakteri kolonizasyonu önlenmeye çalışılmıştır.

5.2.2. Braketler

Çalışmamızda 3M Unitek firmasının "Unitek™ Gemini Bracket" serisinden, MBT reçeteli, 0,022x0,028 inç oluk genişliğine sahip, asitle pürüzlendirilmiş, 80 gauge örgü kaideli paslanmaz çelik premolar diş braketleri (Gemini™ Series, ,022 MBT brackets, 3M Unitek, Monrovia, ABD) kullanılmıştır (Resim 4). Bu braketler CNC (Computer Numerical Control) tekniği ile üretilmektedir. Braketlerin kaide alanı, üretici firma tarafından 9,069 mm² olarak bildirilmiştir.



Resim 4. Çalışmamızda kullanılan braketler.

5.2.3. Asit Jel

Minenin pürüzlendirilmesi için %37'lik fosforik asit içeren Etch Royale (Pulpdent, Watertown, ABD) preparatı kullanılmıştır (Resim 5).



Resim 5. Çalışmamızda kullanılan Etch Royale asit jel (Pulpdent, Watertown, ABD)

5.2.4. Adeziv Sistemler

Çalışmamızda *Transbond™ XT Primer* (3M Unitek, Monrovia, Calif) (Resim 6), *Transbond™ XT adeziv* (3M Unitek, Monrovia, Calif) (Resim 7), *GC Ortho Connect* (GC Orthodontics, Japonya) (Resim 8) ve *Biofix* (Biodinamica, Ibirora, Brezilya) (Resim 9) malzemeleri braketlerin yapıştırılmasında kullanılmıştır.

Transbond XT primerin içeriğinde ağırlıkça %45-55 Bisfenol A Diglisidil Eter Dimetakrilat (Bis-GMA), %45-55 Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA) ve %1'den küçük oranlarda Trifenilantimon, 4-(Dimetilamino)-Benzenetanol, DL-Kamforokinon ve Hidrokinon bulunmaktadır (140).



Resim 6. Transbond™ XT Primer (3M Unitek, Monrovia, Calif)

Transbond XT adezivin içerisinde ise ağırlıkça %70-80 silanlanmış kuvarz, %10-20 Bisfenol A Diglisidil Eter Dimetakrilat (Bis-GMA), %5-10 Bisfenol A Bis(2-Hidroksietil Eter) Dimetakrilat ve <%2 silanlanmış silika ve <%0.2 Difeniliodonium heksaflorofosfat içermektedir (141).



Resim 7. Transbond™ XT Adeziv (3M Unitek, Monrovia, Calif)

GC Ortho Connect kompozitin (GC Orthodontics, Japonya) içerisinde %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 metakriloksidetil dihidrojen fosfat ve <%0.5 6-tert-bütül-2,4-xilenol vardır (142). Doldurucu oranının firma tarafından %40 olduğu bilgisi verilmiştir. Üretici firma tarafından, öncesinde herhangi bir sıvı rezin kullanılmadan, doğrudan pürüzlendirilmiş mine yüzeyine uygulanması önerilmektedir.



Resim 8. GC Ortho Connect Kompozit (GC Orthodontics, Japonya)

Biofix kompozitin içerisinde Bisfenol A Glisidilmetakrilat (%34,78), dimetakrilat grupları, inorganik doldurucu (%41,52), Titanyum Dioksit, Sodyum Florid ve Katalizör bulunmaktadır (143). Üretici firma tarafından, öncesinde herhangi bir sıvı rezin kullanılmadan, doğrudan pürüzlendirilmiş mine yüzeyine uygulanması önerilmektedir.



Resim 9. Biofix Kompozit (Biodinamica, Ibirapora, Brezilya)

5.2.5. Işık Cihazı

Çalışmamızdaki adeziv materyallerin polimerizasyon reaksiyonunu başlatmak için Elipar™ S10 (3M ESPE, ST. Paul, MN, ABD) LED ışık cihazı kullanılmıştır (Resim 10). Bu ışık cihazı 430-480 nm dalgaboyu aralığında ve pilinin doluluk seviyesinden bağımsız olarak 1200 mW/cm² yoğunluğunda mavi ışık vermektedir. Işık ileticisinin çapı 10 mm'dir.



Resim 10. Elipar™ S10 (3M ESPE, ST. Paul, MN, ABD) LED ışık cihazı.

5.2.6. Termal Siklüs Cihazı

Çalışmamızdaki örnekleri yaşlandırmak için Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi'ne ait THE-1100 model SD Mechatronik Thermocycler (SD Mechatronik GmbH, Almanya) cihazı kullanılmıştır (Resim 11).



Resim 11. SD Mechatronik Thermocycler (SD Mechatronik GmbH, Almanya)

5.2.7. Sıyrma Testi İçin Kullanılan Cihaz

Dişlere yapıştırılan braketleri koparmak için TÜBİTAK Gebze Ulusal Metroloji Enstitüsü Kuvvet Ölçümleri Laboratuvarındaki Zwick/Roell Z250 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Almanya) cihazı kullanılmıştır (Resim 12). Bu cihazın dik yönde istenen hızda hareket edebilen bir üst parçası ve sabit bir alt parçası vardır. Böylece alt parçaya sabitlenmiş örneklere üst parça ile çekme veya basma testleri uygulanabilmektedir. Uygulanan testlerin sonuçları üst parçada bulunan bir sensör ile ölçülür ve cihazın kendisine bağlı bir bilgisayara aktarılarak kaydedilmektedir.



Resim 12. Zwick/Roell Z250 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Almanya)

5.2.8. Stereo Mikroskop

Braketler dişlerden ayrıldıktan sonra yüzeyde kalan adeziv artık indeksi skorlamasını yapmak için Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Anabilim Dalı'na ait Labomed marka CZM6 model stereo mikroskop kullanılmıştır (Labomed CZM6 Zoom Stereo Microscope, Labo America Inc., ABD) (Resim 13).



Resim 13. Labomed CZM6 Zoom Stereo Microscope (Labo America Inc., ABD)

Ancak bu mikroskobun kamera eklentisi olmaması sebebiyle, örneklerden görüntü alınması için Kocaeli Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği bölümü, Elektron ve Işık Mikroskobu Laboratuvarında bulunan Tech marka stereo mikroskop kullanılmıştır (Resim 14).



Resim 14. Tech marka stereo mikroskop

5.3. Yöntem

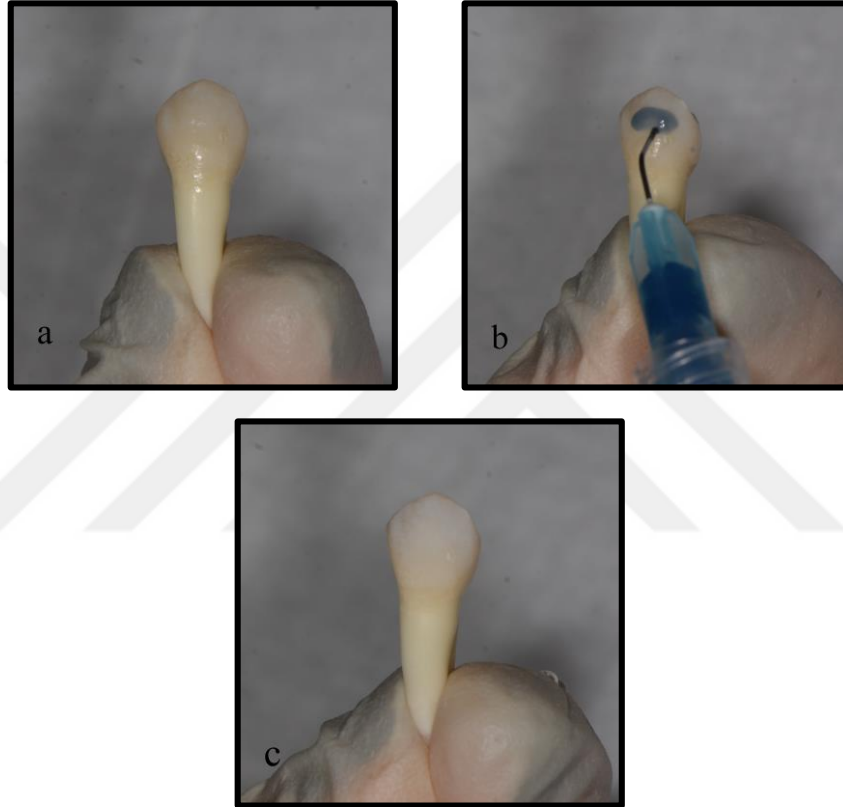
5.3.1. Dişlerin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan 100 adet premolar diş, deney zamanına kadar distile suda saklanmıştır. Deney işlemlerinden önce, dişler sudan çıkarılmış ve braketlerin

yapıştırılacağı mine yüzeylerinde hiçbir artık kalmaması için lastik frez kullanılarak florid içermeyen ponza ve su karışımı ile 10 saniye temizlenmiş ve sonra su ile yıkanmıştır.

5.3.2. Minenin Pürüzlendirilmesi

Ponzalanıp yıkanmış dişler kurutulduktan sonra bukkal yüzeyleri %37'lik fosforik asit jel ile (Etch Royale, Pulpdent, Watertown, ABD) 30 saniye pürüzlendirilip, hava su spreyi yardımıyla 15 saniye yıkanmış, sonra da mine yüzeyi tebeşirimsi görünüm kazanana kadar 15 saniye kurutulmuştur (Resim 15).



Resim 15. Minenin pürüzlendirilmesi süreci

5.3.3. Braketlerin Yapıştırılması

Mine yüzeyi pürüzlendirildikten sonra dişler her grupta 25 diş olmak üzere dört gruba ayrılıp, farklı yapıştırma protokolleri uygulanmıştır.

Grup 1 (TBP): Transbond XT primer (3M Unitek, Monrovia, Calif) ince bir fırça yardımıyla uygulanıp hava ile inceltildikten sonra Transbond XT adeziv (3M Unitek, Monrovia, Calif) braketlerin arka yüzeyine uygulanarak diş yüzeyine tatbik edilmiştir.

Grup 2 (TB): Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, Calif) braketin arka yüzeyine uygulanarak doğrudan asitlenmiş mine yüzeyine tatbik edilmiştir.

Grup 3 (GC): GC Ortho Connect kompozit (GC Orthodontics, Japonya) braketin arka yüzeyine uygulanarak doğrudan asitlenmiş mine yüzeyine tatbik edilmiştir.

Grup 4 (BIO): Biofix kompozit (Biodinamica, Ibirora, Brezilya) braketin arka yüzeyine uygulanarak doğrudan asitlenmiş mine yüzeyine tatbik edilmiştir.

Braket yapıştırma protokolü aşağıdaki taboda özetlenmiştir.

Tablo 1. Braket yapıştırma protokolü

	Primer Uygulaması	Adeziv
Grup 1 (TBP)	Var Transbond XT Primer	Transbond XT Adeziv
Grup 2 (TB)	Yok	Transbond XT Adeziv
Grup 3 (GC)	Yok	GC Ortho Connect
Grup 4 (BIO)	Yok	Biofix

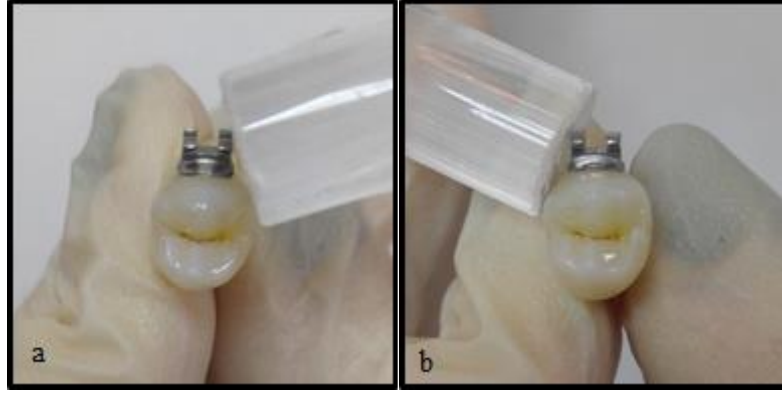
Braketler, dişin bukkal yüzeyine yerleştirildikten sonra taşan kompozit, sond yardımıyla nazikçe temizlenmiştir (Resim 16).



Resim 16. Taşan kompozitin temizlenmesi

5.3.4. Işık ile Polimerizasyon

Dişlere uygun konumda yerleştirilen braketler daha sonra 430-480 nm dalga boyunda mavi ışık veren ışık cihazıyla (Elipar™ S10, 3M ESPE, ABD) 10 saniye mezialden, 10 saniye distalden olmak üzere toplamda 20 saniye ışıklandırılmıştır (Resim 17).



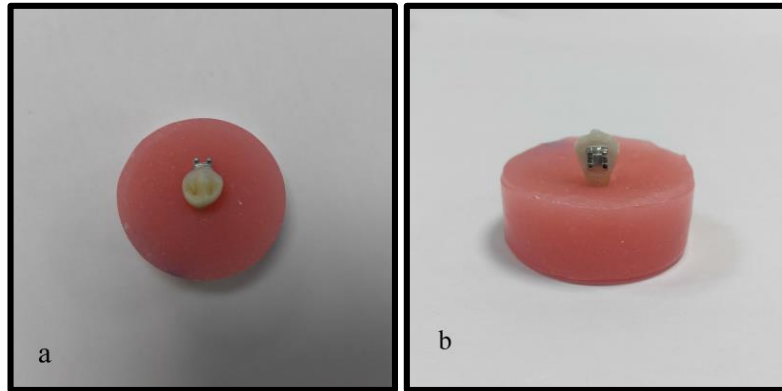
Resim 17. Braketlerin mezial ve distalden ışıklandırılması

5.3.5. Termal Siklüs

Braket yapıştırılan dişler, 37 °C’de 24 saat distile suda bekletildikten sonra termal siklüs cihazının (THE-1100, SD Mechatronik GmbH, Almanya) sepetine yerleştirilmiş ve 5 °C ile 55 °C sıcaklıklarındaki banyolarda 1000 tur yaşlandırılma işlemi yapılmıştır. Cihaz, sepetin bağlı bulunduğu kol aracılığıyla sepetteki örnekleri iki banyo arasında taşımaktadır. Distile su bulunan banyolarda örneklerin bekleme süresi 30 saniye, banyolar arasındaki transfer süresi 10 saniye olarak ayarlanmıştır.

5.3.6. Dişlerin Akrilik Bloklara Alınması

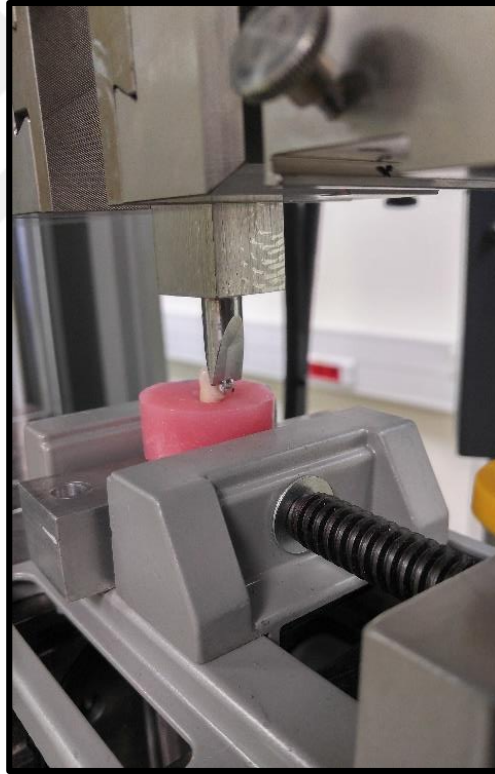
Termal siklüsten çıkarılan braketlenmiş dişler daha sonra sıyırma testine hazırlanmak üzere yaklaşık 3 cm çapındaki plastik silindirik kalıplar aracılığıyla, mine sement sınırının 2-3 mm altına kadar kimyasal olarak sertleşen akrilik rezine gömülmüşlerdir (Resim 18).



Resim 18. Numune örnekleri

5.3.7. Sıyırma Testi

Akrilik bloklara alınan örneklerin üzerine yapıştırılmış olan braketler daha sonra sıyırma testi ile koparılmıştır. Z250 model evrensel test cihazının alt parçasına örnekler bir mengene yardımı ile hareket edemeyecek şekilde sabitlenmiştir (Resim 19). Cihazın üst hareketli parçasına braket ebadına uygun olarak ucu inceltilmiş metal bir parça yerleştirilmiş ve metal parçanın ucu braketin kanatları ile tabanı arasındaki bölgeyi hedef alacak şekilde ayarlanmıştır. Cihazın hareketli parçası 1 mm/dk hızla (27,102) aşağıya doğru hareket ettirilmiştir ve metal bıçağın braket ile teması sağlandıktan sonra braket kopana kadar kuvvet uygulamaya devam etmiştir. Testler her gruptaki 25'er numune için tekrarlanmıştır. Braketler kopana kadar artan kuvvet değerleri ve oluşan stres-gerilim grafiği cihaz tarafından kaydedilmiş ve braketler koptuğu andaki kuvvet değerleri de Newton cinsinden bilgisayar sistemine aktarılmıştır ve bu değerler kaydedilmiştir.



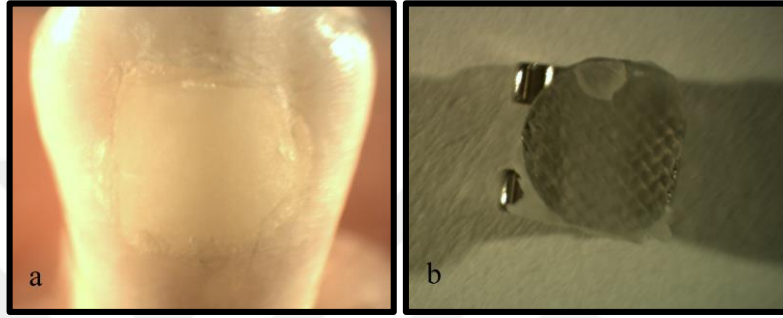
Resim 19. Cihaza yerleştirilmiş bir örneğin görüntüsü

Braketlerin taban alanı olan $9,069 \text{ mm}^2$ değeri bilgisayar yazılımına tanımlanmış ve yazılım, Newton cinsinden elde edilen kuvvet değerlerini otomatik olarak braket taban alanına bölüp MPa cinsinden sonuçları hesaplamış ve kaydetmiştir. İstatistiksel analizler de bu değerler üzerinden yapılmıştır.

5.3.8. Adeziv Artık İndeksi Skorlaması (ARI)

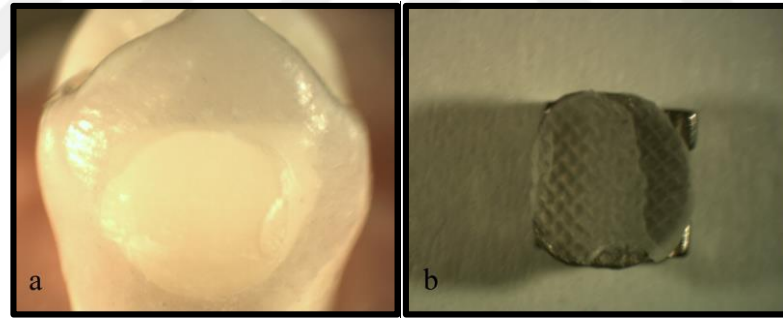
Braketler dişlerden ayrıldıktan sonra kopma yüzeylerinin incelenebilmesi için her diş ve o diştten kopan braket birlikte saklanmışlardır. Örnekler daha sonra stereomikroskop ile (Labomed CZM6 Zoom Stereo Microscope, Labo America Inc., ABD) 20X büyütme altında incelenmiş ve ARI skorlaması Bishara ve Trulove'ın 1990 yılında tanımladığı 5 skorlu indeks ile puanlandırılmıştır. Bu skorlamaya göre:

5 = Mine yüzeyinde kompozit kalmamıştır (Resim 20).



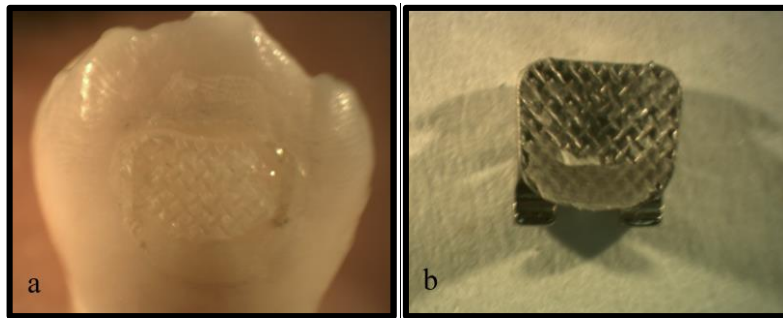
Resim 20. ARI skoru 5 olan bir örneğin (a) ve braketin (b) görüntüsü.

4 = Kompozitin %10'undan daha azı mine yüzeyinde kalmıştır (Resim 21).



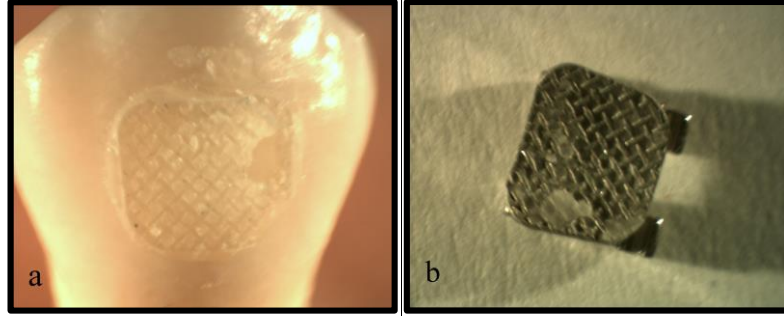
Resim 21. ARI skoru 4 olan bir örneğin (a) ve braketin (b) görüntüsü.

3 = Kompozitin %10'undan daha fazla, ancak %90'ından daha az miktarı mine yüzeyinde kalmıştır (Resim 22).



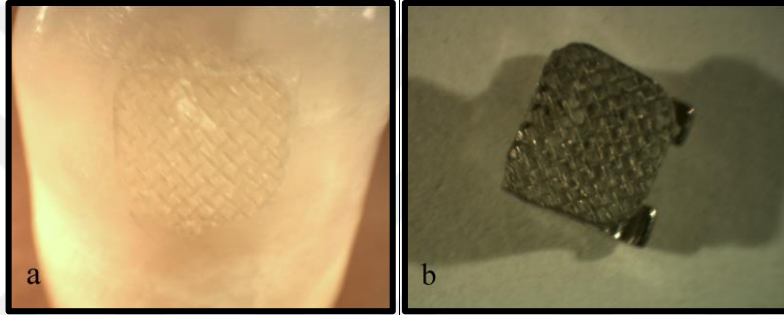
Resim 22. ARI skoru 3 olan bir örneğin (a) ve braketin (b) görüntüsü.

2 = Kompozitin %90'ından fazlası diş yüzeyinde kalmıştır (Resim 23).



Resim 23. ARI skoru 2 olan bir örneğin (a) ve braketin (b) görüntüsü.

1 = Kompozitin tamamı diş yüzeyinde kalmış ve üzerinde braket kaidesinin izi görülebilmektedir(125) (Resim 24).



Resim 24. ARI skoru 1 olan bir örneğin (a) ve braketin (b) görüntüsü.

5.3.9. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada istatistiksel analizler NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 Statistical Software (Utah, USA) paket programı ile yapılmıştır.

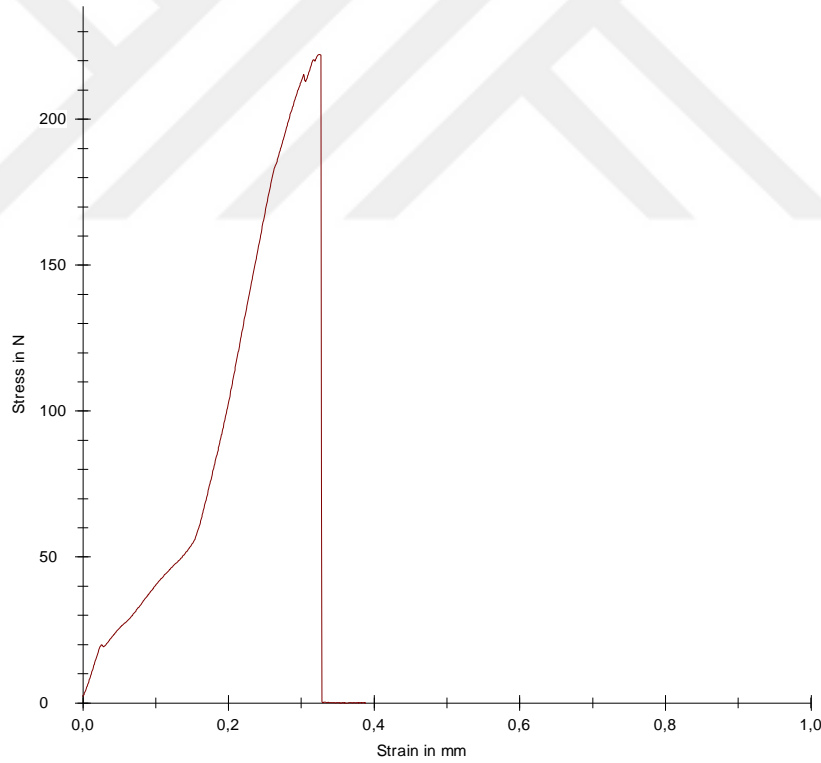
Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra gruplar arası karşılaştırmalarda tek yönlü varyans analizi, alt grup karşılaştırmalarında Tukey çoklu karşılaştırma testi, nitel verilerin karşılaştırmalarında ki-kare testi, değişkenlerin birbirleri ile ilişkilerini belirlemede Spearman korelasyon testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

6. BULGULAR

Sıyırma testi sırasında TB grubundan dört, GC grubundan bir dişte mine kırığı meydana gelmiştir. Bu dişlerde ölçülen mukavemet değerleri adezivlere ait olmadığından söz konusu dişlerden elde edilen değerler istatistiksel analizlerde hesaba katılmamıştır. Ayrıca bu dişler için tanımlı bir ARI skoru değeri olmadığından bu dişler skorlanamamış ve ARI skoru açısından istatistiksel analize dahil edilmemişlerdir.

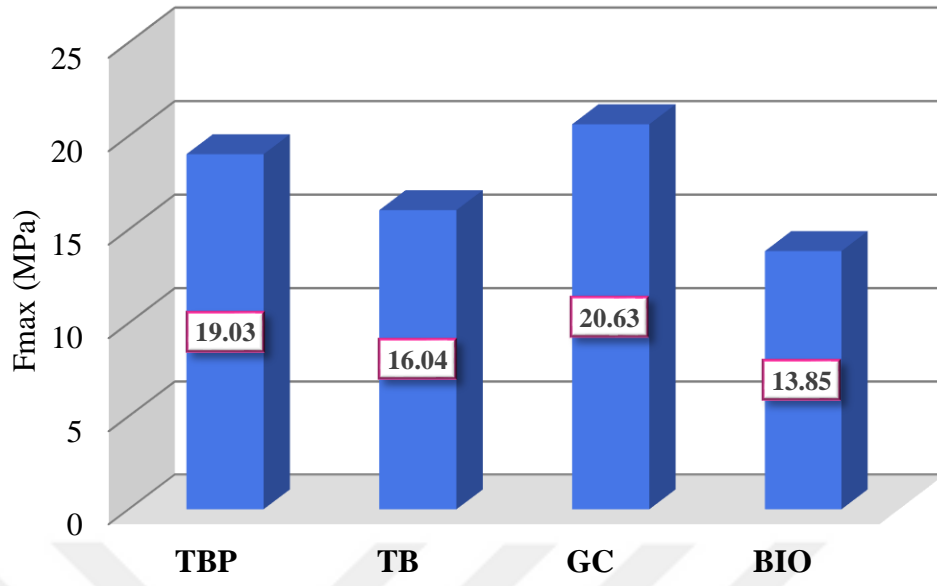
6.1. Sıyırma Testi ile İlgili Bulgular

Sıyırma testi sırasında dişlere uygulanan kuvvet değeri ölçülmüş ve bilgisayara kaydedilmiştir. Cihazın üst parçasına yerleştirilen metal uç brakete değdiği andan, braket kopana kadar artan kuvvet-gerilim grafiği de otomatik olarak yazılım tarafından oluşturulmuştur. Bu grafikteki eğrinin en tepe noktası adezivin koştığı andaki kuvvet değerini göstermektedir (Şekil 2).



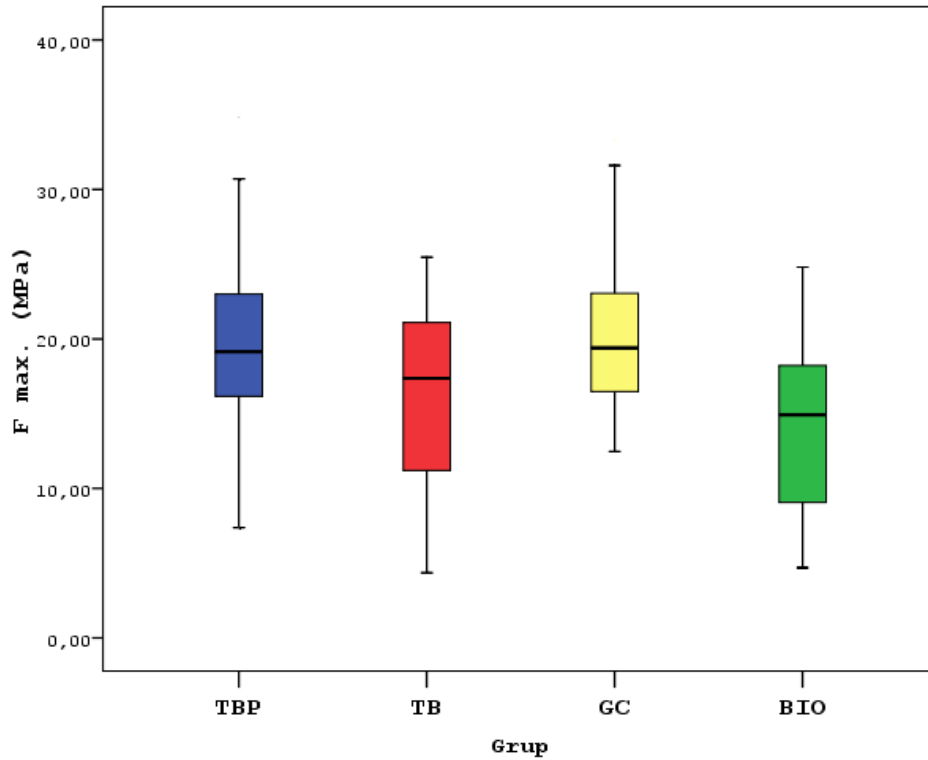
Şekil 2. Braketler koparılırken meydana gelen stres-gerilim eğrisi örneği

Sıyırma testi sonucunda gruplardaki ortalama maksimum mukavemet değerleri aşağıdaki grafikte gösterilmektedir (Şekil 3).



Şekil 3. Gruplardan elde edilen ortalama mukavemet değerleri

Çalışmamızda, laboratuvarında ölçülen mukavemet değerlerine ait güven aralığı, ortalama değerleri ve medyan değerleri Şekil 4’te şematik olarak görülebilmektedir.



Şekil 4. Elde edilen kuvvet değerlerinin güven aralığı, ortalama değerleri ve medyan değerlerinin şematik olarak gösterimi

In vitro çalışma sonucu elde edilen maksimum kuvvet değerleri tek yönlü varyans analizi ve Tukey çoklu karşılaştırma testi ile kıyaslanmıştır. Gruplarda ölçülen ortalama kuvvet değerleri Tablo 2’de görülmektedir. Yapılan istatistiksel analiz sonucunda grupların Fmax ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,001).

Tablo 2. Tek yönlü varyans analizi ile mukavemet değerlerinin karşılaştırılması

	N	Fmax. (Mpa)
TBP	25	19,03±7,00
TB	21	16,04±6,79
GC	24	20,63±5,86
BIO	25	13,85±5,36
p=0,001		
Tek Yönlü Varyans Analizi		

Tablo 3. Tukey çoklu karşılaştırma testi ile mukavemet değerlerinin kıyaslanması

	p
TBP / TB	0,380
TBP / GC	0,809
TBP / BIO	0,022
TB / GC	0,046
TB / BIO	0,638
GC / BIO	0,002
Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	

Yapılan istatistiksel analiz sonucunda BIO grubunun Fmax. (MPa) ortalamaları TBP ve GC gruplarının Fmax. (MPa) ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş (p=0,022, p=0,002), TB grubunun Fmax. (MPa) ortalamaları GC grubundan Fmax. (MPa) ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük

bulunmuş ($p=0,046$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,05$).

6.2. Adeziv Artık İndeksi Skorlaması ile İlgili Bulgular

ARI skorlamasının sonuçları aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (Tablo 4). Yapılan istatistiksel analizlere göre TBP, TB, GC ve BIO gruplarının ARI skor dağılımları arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklar gözlenmiştir ($p=0,006$).

Tablo 4. ARI skorlamasından elde edilen bulgular

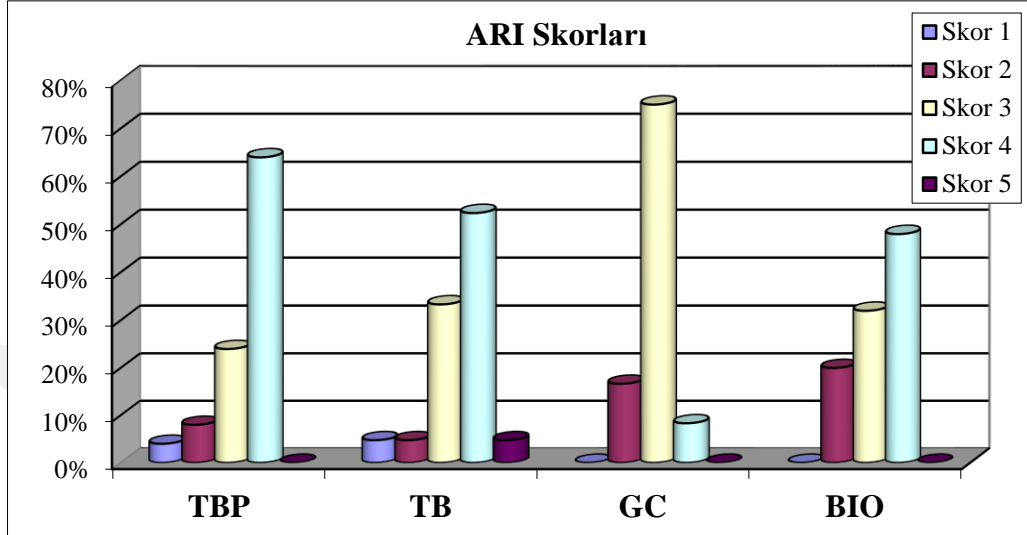
ARI	TBP	TB	GC	BIO	p
1	1 %4,00	1 %4,76	0 %0,00	0 %0,00	
2	2 %8,00	1 %4,76	4 %16,67	5 %20,00	
3	6 %24,00	7 %33,33	18 %75,00	8 %32,00	
4	16 %64,00	11 %52,38	2 %8,33	12 %48,00	
5	0 %0,00	1 %4,76	0 %0,00	0 %0,00	0,006
Ki Kare Testi					

Elde edilen ARI skorlarının gruplar arasında kıyaslanması aşağıdaki tabloda gösterilmiştir.

Tablo 5. ARI skorlarının birbirleriyle kıyaslanması

	p
TBP / TB	0,735
TBP / GC	0,003
TBP / BIO	0,371
TB / GC	0,005
TB / BIO	0,347
GC / BIO	0,004
Ki Kare Testi	

Gruplardan elde edilen ARI skorları birbirleriyle karşılaştırıldığında GC grubunda 4 ve 5 skor varlığı TBP, TB ve BIO gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,003$, $p=0,005$, $p=0,004$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,05$).



Şekil 5. ARI skorlarının dağılımı

6.3. Mukavemet Değerleri ile ARI Skorlarının Korelasyonu

İstatistiksel analiz ile maksimum mukavemet değerleri ve ARI skorları arasındaki korelasyon incelendiği zaman TBP, TB ve BIO gruplarında anlamlı düzeyde pozitif korelasyon gözlenmiştir (Tablo 6).

Tablo 6. Mukavemet değerleri ve ARI skorları arasındaki korelasyon

		F max. (MPa)
TBP	r	0,596
	p	0,002
TB	r	0,522
	p	0,015
GC	r	0,333
	p	0,112
BIO	r	0,697
	p	0,0001
Spearman Korelasyon Testi		

TBP, TB ve BIO gruplarında, F max. (MPa) değerleri ile ARI Skor değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde pozitif korelasyon gözlenirken ($p < 0,05$), GC grubunda F max. değerleri ile ARI Skor değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon gözlenmemiştir ($p = 0,112$).

Bu analiz sonucunda TBP, TB ve BIO gruplarında kopma değeri arttıkça ARI skorunun arttığı, yani mine üzerinde daha az kompozit kaldığı görülmektedir. GC grubu için böyle bir çıkarım yapılamamıştır.



7. TARTIŞMA

7.1. Çalışma Amacının Tartışılması

Ortodontik tedavi sırasında uygulanan kuvvetler braketler yardımıyla dişlere iletiildiğinden, braketlerin diş yüzeylerine yapıştırılması sabit ortodontik tedavinin en önemli basamaklarından bir tanesidir. Braketlerin diş yüzeyine yapıştırılmasında günümüz teknolojisine ulaşana kadar geçmişten bugüne birçok önemli aşama kaydedilmiştir. Bu aşamalardan bazıları Buonocore'un fosforik asit ile mineyi pürüzlendirmesi (2), Bowen'ın Bis-GMA rezini bulması ve patentini alması (56) ve Silverman ve ark.'nın dişlere ortodontik braketleri yapıştırmak için dişleri asitle pürüzlendirip, Bis-GMA içeren bir rezini kullanmaları olarak sayılabilir (60). Bu çalışmaların ışığında, diş yüzeyine bağlanırken pürüzlendirilmiş mine yüzeyine kompozit uygulanmadan önce sıvı bir rezinin uygulanması rutin hale gelmiştir. İlerleyen zamanlarda, bu sıvı rezinin asitlenmiş mine yüzeyine uygulanmayıp, pürüzlendirilmiş mine yüzeyine doğrudan kompozitin uygulandığı araştırmaların sonucunda mine yüzeyine bağlanırken bir bonding ajanının kullanılması sorgulanmaya başlamıştır (8,18–21,99). Yapılan çeşitli çalışmalarda, asitlenmiş mine yüzeyine kompozit rezinden önce primer uygulanan ve uygulanmayan dişler karşılaştırıldığında, birçok parametre bakımından gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır (8,18–22,99). Direkt olarak asitlenmiş mine yüzeyine uygulanan kompozit rezinler ile kompozit uygulamasından önce primer uygulanmış gruplar arasında anlamlı fark bulunmaması, kompozit rezinlerin yüzeyinde resin tag oluşturacak yeterli miktarda resin faz bulunduğu ve bu resin fazın bağımsız hareket edebilme kapasitesi olduğu fikriyle açıklanmıştır (8,20,21,99). Bu verilerin ışığında, araştırmacılar bu tekniği, *in vitro* ve *in vivo* koşullarda ortodontik braketleri ve lingual retainerları yapıştırmak için de denemişlerdir (9,27,61,96,100–102,105,106). Ayrıca üretici firma talimatları gereğince primersiz kullanılan adezivler de piyasaya sürülmüş ve bunlar da primerle kullanılan bazı ürünlerle kıyaslanmıştır (23,24,26,27,106).

Aynı adeziv rezinin primerle ve primersiz kullanım sonuçları karşılaştırıldığında, primersiz kullanım ile daha düşük bağlanma mukavemeti saptayan çalışmalar olsa da (25,27), diğer birçok çalışmada braket bağlanma mukavemeti veya klinikte görülen braket kopma oranları arasında anlamlı fark bulunamamıştır (9,24,61,96,100–104). Farklı

adeziv rezinler birbirleriyle kıyaslandığında gruplar arasında farklılıklar gözlenmiştir (10,23,26,106).

Klinikte hastaların dişlerine ortodontik braketler yapıştırılırken uygulanan basamak sayısı azaltıldığında ortodontistler vakitten tasarruf edebilir (9) ve braketleme işlemi esnasında meydana gelebilecek kontaminasyon nedeniyle karşılaşılabilecek potansiyel hatalar azaltılabilir (10). Primer uygulama basamağı elimine edildiğinde uygulanacak basamak sayısı self-etch primer kullanımıyla eşit hale gelecek olsa da, primersiz bağlanma ile self-etch primer kullanımına nazaran daha fazla bir ekonomik kazanç elde edilecektir.

Bütün bunlara ilave olarak, diş hekimliği personelinde el dermatozlarının sıklıkla görüldüğü (11,12) ve tüm dental personeller arasında bu lezyonlara en fazla ortodonti branşında çalışan personellerde rastlandığı raporlanmıştır (13,14). Primerlerin içinde bulunan akrilatların kontakt alerjenler oldukları bilinmektedir (15). Bu sebeple primer uygulama basamağının kaldırılmasıyla elde edilebilecek bir başka kazanç da sıvı rezin ve polimerize olmamış komponentlerine olan mesleki maruziyetin ve el dermatozlarının görülme sıklığının azalması olabilir.

Çalışmamızda konvansiyonel bir braket yapıştırma kompoziti olan *Transbond XT*'nin (3M Unitek, Monrovia, Calif) primerli ve primersiz kullanımı ile üretici firma talimatı doğrultusunda doğrudan pürüzlendirilmiş mine yüzeyine uygulanması tavsiye edilen iki adet braket yapıştırma kompozitinin (*GC Ortho Connect*, GC Orthodontics, Japonya; *Biofix*, Biodinamica, Ibiçora, Brezilya) kullanımı planlanmıştır. Literatürde primer ajan kullanılmadan dişlere ortodontik braketlerin yapıştırılması hakkında yapılan çalışmalarda bir fikir birliğine varılmamıştır, primersiz uygulanan *Transbond XT* (25,27,102,104) ve *Biofix* (27,106,144) ile ilgili elde edilen mukavemet değerleri hakkında sınırlı veri mevcuttur ve *GC Ortho Connect* ile ilgili bir makale bilgimiz dahilinde bulunmamaktadır. Literatürdeki eksiklikler göz önüne alınarak, çalışmamızda bu ürünlerin kullanımıyla yapıştırılan braketlerin mineye bağlanma mukavemeti ve braketler koparıldıktan sonraki adeziv artık indeksi bulguları karşılaştırılarak primer kullanılmaksızın yapılan braket yapıştırma işleminin etkinliği değerlendirilmiştir.

7.2. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Braket tutuculuklarının araştırıldığı çalışmalara bakıldığında zaman yapıştırma yüzeyi olarak araştırmacıların sığır dişleri (5,26,27,34,104,145–147) veya insan dişleri

(8,18,23,28,30,32,33,37,38,53,61,99,100,102,103,106,109,111,112,118,127,129,138,148,149) kullandıkları görülmektedir. Bazı araştırmacıların sığır dişlerini kullanma sebepleri insan dişlerine benzer yapıda olmaları, daha kolay elde edilebilmeleri ve geniş yüzey alanı sağlamaları olarak belirtilse de (5,34,150–152), sığır dişlerine olan bağlanma kuvvetinin insan dişlerine olan bağlanma kuvvetinden %21-%44 daha zayıf olduğu da gösterilmiştir (152). İnsan dişi kullanılarak yapılan çalışmalarda keserler ve/veya kaninler (8,18,37,53,99,148), premolarlar (23,24,30,32,38,61,100,102,103,106,111,118,127,138,149) veya molar dişler (28,33,109,112,129,148) tercih edilmiştir. Keser dişlerin çekimi genelde yaşlı hastalardan, periodontal sebeplerle yapıldığından, ortodontik tedavi amacıyla keser dişler nadiren çekilmektedir. Fox ve ark., bağlanma kuvvetini ölçmek için yapılacak çalışmalarda ortodontik amaçlı çekilen premolar dişlerin kullanılmasının tercih edilmesi gerektiğini söylemişlerdir (136). Premolar dişlerin yapılan ortodonti çalışmalarında yüksek oranda tercih edilmelerinin sebebi, bu dişlerin ortodontik tedavi kapsamında sıklıkla çekilmeleri ve dolayısıyla elde edilmelerinin daha kolay olmasıdır. Çalışmamızda da bu sebeple ortodontik tedavi amacıyla çekilmiş insan premolar dişleri kullanılmıştır.

Ortodontik ataçmanların diş yüzeyine yapışmasında bağlanma mukavemetini etkileyen faktörlerden biri de braket kaidesinin büyüklüğü ve dizaynidir (153,154). Ortodonti klinik pratiğinde sıklıkla kullanılan metal braketler adezivlerle kimyasal bir bağ kurmadığından, tutuculuk mekanik kilitlenme ile sağlanır (153). Bu kilitlenme sıklıkla ortodontik adezivin polimerize olmadan önce braket tabanındaki mekanik girintilere ulaşmasıyla sağlanır (155). Birçok metal brakette retansiyon örgü kaideler ile sağlanır. Bunun dışında kimyasal pürüzlendirme, kumlama, milleme gibi diğer yöntemler de kullanılmaktadır ancak bu yöntemler örgü kaide kadar yaygınlık kazanmamıştır (156). Örgü aralıklarının bağlanma mukavemetine etkisinin olmadığını söyleyen yazarlar olduğu gibi (157) örgü aralıkları arttıkça bağlanma kuvvetinin arttığını söyleyen yazarlar da vardır (154). Knox ve ark., herhangi bir braket kaidesi ile elde edilen bağlanma mukavemetinin kullanılan yapıştırıcı ajandan büyük ölçüde etkileneceğini ve bazı kaide-yapıştırıcı kombinasyonlarının daha optimal performans gösterdiğini ifade etmişlerdir (155).

Altmann ve ark., taban alanı $9,5 \text{ mm}^2$ ile $12,4 \text{ mm}^2$ arasında değişen braketlerle elde edilen mukavemet değerlerinin, taban alanı $9,5 \text{ mm}^2$ 'den küçük olanlara kıyasla $3,9 \text{ MPa}$

daha düşük olduğunu tespit etmişlerdir. Bunun sebebi olarak 9,5 mm²-12,4 mm² arası taban alanına sahip olan braketlerin genelde premolar braketleri olduğunu ve premolarların değişken yüzey morfolojisi sebebiyle braketin altında kalan adeziv kalınlığında farklılıklar olabileceği ile açıklamışlardır (107).

Çalışmamızda kullanılan CNC (Computer Numerical Control) tekniği ile üretilmiş Gemini braketler, asitle pürüzlendirilmiş 80 gauge örgü kaideye sahip olup, kliniğimizde rutin olarak kullanılmaktadır. Yapılacak mukavemet hesapları için gerekli olan taban alanı bilgisi direkt olarak üretici firmadan alınmıştır. Bazı araştırmacılar braket taban alanını çeşitli yöntemlerle kendileri hesaplamış olsa da (33,39,100,158,159), hata yapma ihtimaline karşılık bu yöntemler tarafımızca tercih edilmemiştir.

Çalışmalarda kullanılan dişlerin saklama koşullarına bakıldığı zaman, araştırmacıların dişleri çeşitli ortamlarda sakladıkları görülmektedir (123,136). Distile su (5,18,23,31,34, 36,38,40,111,118,149), değişen oranlarda kloramin solusyonu (8,17,19,25,30,33,132), değişen oranlarda timol solusyonu (10,24,26,28,29,35,103,104,112,131,147), salin solusyonu (21,37,42,102,160), donmuş salin (51), %70-75 etanol (53,99,109), musluk suyu (20), yapay tükürük (144), formaldehit (22) veya formalin (117) kullanılan saklama ortamları arasında sayılabilir. Bunların dışında dişleri önce 4 °C sıcaklıktaki kloramin-t solusyonunda bir hafta veya daha fazla beklettikten sonra distile suda bekleten araştırmacılar (7,127), 24 saat tamponlanmış formol salinde beklettikten sonra deiyonize suda bekleten araştırmacılar (100) olduğu gibi, saklama koşullarından hiç bahsetmeyen araştırmacılar da mevcuttur (27,54,61).

Jaffer ve ark.'nın ortodontik braketlerin bağlanma dayanımına saklama ortamının etkisini araştırdıkları çalışmalarında saklama ortamının seçiminde kuru ortam, formalin ve etanolden kaçınılması gerektiği ve buna karşılık su, izotonik salin solüsyonu ve kloramin T solüsyonunun benzer bağlanma kuvveti sağladıkları ifade edilmektedir (161).

Gittner ve ark.'nın yaptıkları çalışmada saklama ortamı olarak %0,1'lik timol ile %96'lık etanolün farkını araştırmak için bu saklama ortamlarında bekletilen dişlere braket yapıştırıp, bağlanma mukavemetleri ölçülmüştür. Çalışmalarının sonucunda etanolde bekletilen dişlerde timole kıyasla azalmış mukavemet ve artmış kırık insidansı rapor etmiştir. Buna karşılık, timolde bekletilen dişlerde de *in vivo* koşullara kıyasla daha fazla kırık görüldüğü de ifade edilmiştir (162).

Çalışmalara genel olarak bakıldığında, numune olarak kullanılacak dişlerin, çekildikten sonraki saklama koşulları bakımından herhangi bir standart görülmemektedir. Çalışmamızda, dişler çekildikten sonra üzerinde kalan artıklar keskin bir el aletiyle temizlenmiş, dişler hava su spreyiyle yıkanıp kurutulmuş ve içinde distile su olan cam kavanozlarda, karanlık ortamda, oda sıcaklığında saklanmışlardır. Saklama sıvısı periyodik olarak değiştirilmiş ve bakteri kolonizasyonu önlenmeye çalışılmıştır.

Mine-adeziv arayüzünde artık kalmaması için birçok araştırmacı yapıştırma işlemine geçmeden önce diş yüzeylerini temizlemişlerdir. Bu işlem için sıklıkla sulandırılmış ponza kullanılmaktadır (8,10,16–39,103,104,147,149,160). Ponzayı diş yüzeyine uygulamak için araştırmacılar sıklıkla lastik frezleri kullanmışlardır (20,23,27–31,33,103,104,147) ancak birçok çalışmada uygulama yöntemi belirtilmemiştir. Çalışmalara bakıldığında yapıştırma işleminden önce yüzeydeki artıkları gidermek için bazı çalışmacıların “yağsız profilaksi” (7), silikon karbid disk uygulaması (99), yeşil taş (127), polisaj patı (128) gibi yöntemler uyguladıkları görülmektedir.

Braket yapıştırma işleminden önce ponza ile yüzeyin temizlenmesinin gerekliliği konusunda tartışmalar olmuştur. Main ve ark., yalnızca asitleme işlemiyle pelikül tabakasının tamamen kaldırılabilirdiğini ve bu sebeple mineyi pürüzlendirme işleminden önce ilave bir temizlik işleminin gerekli olmayabileceğini ifade etmişlerdir (40). Braketleme işlemi yapılmadan önce ponza ile temizlenen ve temizlenmeyen dişler kıyaslandığında, birçok araştırmacı yapıştırılan braketlerin başarısızlık oranında gruplar arasında anlamlı farklılık olmadığı sonucuna varmışlardır (41–43). Bu çalışmalardan birinde, Lindauer ve ark., ponza ile temizlenen ve temizlenmeyen dişlere yapıştırılan braketleri laboratuvar ve klinik koşullar altında incelediklerinde, ponza ile temizlenmiş ve temizlenmemiş dişlerden oluşan gruplar arasında braket bağlanma mukavemeti, mine yüzey karakteristiği ve klinik başarısızlık oranları bakımından anlamlı bir farklılık tespit edememişlerdir (42). Ancak, dişlerin braketleme işleminden önce ponza ile temizlenmesinin bonding işlemini olumsuz bir şekilde etkilememesi sebebiyle, mine-rezin arayüzünde kalma ihtimali olan artıkların temizlenmesi amacıyla bu işlem tavsiye edilebilmektedir (44). Başlangıç temizlik işleminde fırça frez kullanımının lastik freze kıyasla daha fazla mine kaybına sebep olduğu gösterilmiştir (163).

Bazı araştırmacılar, düz bir yüzey elde edebilmek için mine yüzeyini çeşitli yöntemlerle düzleştirmişlerdir (5,21,53,100,160). Bu düz yüzeylerin örnekler arasında

standardizasyonu sağladığı söylene de, bu işlem klinik pratikte çalışılan ve yüzeyleri eğimli özellikler gösteren dişleri yansıtmamaktadır (136). Bu sebeple çalışmamızda minenin düzleştirilmesi işleminden kaçınılmıştır.

Çalışmamızda kullanılan dişler, braketlerin yapıştırılacağı mine yüzeyinde artık kalmaması için mikromotorun ucuna takılan lastik frez kullanılarak florid içermeyen ponza ve su karışımı ile 10 saniye temizlenmiş ve sonrasında su ile yıkanmıştır.

Braketlerin yapıştırılması için kullanılan yapıştırıcı ajanların mine yüzeyine bağlanabilmesi için mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi gerekmektedir. Bu işlem, günümüzde genellikle fosforik asit ile yapılmaktadır. Mine yüzeyini asitle pürüzlendirme tekniğinin temeli 1955'te Buonocore'un yaptığı bir çalışmaya dayanır. Buonocore, bu çalışmada, %85'lik fosforik asidi dişlere 30 saniye boyunca uygulamış ve bu dişlerdeki bağlanmanın daha güçlü olduğunu gözlemlemiştir. Bağlanma kuvvetindeki bu artışın minenin yüzey alanı ve ıslanabilirliğindeki artmaya bağlı olabileceğini ve böylelikle akrilik rezin ve mine arasında daha yakın temas sağlamış olabileceğini ifade etmiştir (2). Daha sonra Buonocore ve ark. 1968'de pürüzlendirilmiş mine yüzeyine penetre olan rezin tagları göstermiştir (50). Bu rezin taglar mikromekanik bağlanmanın temelini oluşturmaktadır. Buonocore'un bulduğu bu pürüzlendirme tekniği, günümüze kadar gelişerek gelmiştir. Minenin pürüzlendirilmesi için fosforik asitten farklı olarak bazı diğer asitler, kumlama, lazer gibi teknikler geliştirilmiş olsa da kullanımları fosforik asit kadar yaygınlık kazanamamıştır.

Yapılan çalışmalar incelendiğinde araştırmacıların mineyi fosforik asit ile pürüzlendirirken sıklıkla %35 (8,9,27,28,30,31,34,105,118,127) veya %37'lik (7,10,21,23–26,29,32,38,42,43,61,96,100,101,103,104,106,111,128,130,132,147,149, 152) konsantrasyonu tercih ettikleri görülmüştür. Çalışmacıların bu asidi diş yüzeyine uygulama süreleri 10, 15, 20, 30 veya 60 saniye olarak değişmektedir. Çalışmalar incelendiğinde %37'lik fosforik asit konsantrasyonunun 30 saniyelik uygulamasının yaygın şekilde uygulandığı görülmüştür (7,10,23–26,29,32,38,39,42,43,96,106,111,130,147, 152).

Shinchi ve ark., yaptıkları çalışmada, farklı konsantrasyonlarda fosforik asit ile pürüzlendirilen dişlere uygulanan rezinlerin çekme dayanımında anlamlı fark bulamamış ancak rezin tagların boyları incelendiğinde %35'lik konsantrasyon ile elde edilen rezin

tagların diğerkonsantrasyonlarla (%3, %5, %10, %20, %65) elde edilenlerden daha uzun olduğu gözlenmiştir (164).

%35-%37'lik fosforik asidin farklı sürelerde uygulanmasını inceleyen araştırmacılar genelde 15-30 saniyelik bir uygulama süresinin uygun olduğunu ifade etmişlerdir (165–167). 10 saniyeden kısa uygulamalar bağlanma mukavemetinde düşüşe sebep olurken (168) 30 saniyeyi aşan uygulama sürelerinin fazla agesif olduğunu ve bu uygulamaların minede ayrılma meydana gelme ihtimalini arttırdığı belirtilmiştir (165–167). 120 saniyelik uygulamada ise bağlanma mukavemeti anlamlı olarak düşmüştür (167).

Mineyi pürüzlendirmek için kullanılan fosforik asit preparatlarının solüsyon ve jel formları mevcuttur. Mineyi pürüzlendirme işlevleri arasında bir fark yoktur (51) ancak ağız içi ortamda fosforik asit solüsyonu dişeti dokularına zarar verip kanamaya sebep olabileceği için jelin kontrolü, solüsyona göre daha kolaydır (52).

Çalışmamızda mine yüzeylerini pürüzlendirmek amacıyla %37'lik fosforik asit jel (Etch Royale, Pulpdent, Watertown, ABD) her bir diş yüzeyine 30 saniye süresince uygulanmıştır. Bu yöntemin tercih edilme sebebi, yapılan çalışmalar sonucunda en uygun yöntem olduğunun gösterilmiş olması, uygulama kolaylığı ve daha önceki yapılan çalışmalarda sıklıkla tercih edilmiş olmasıdır.

Kullanılan kompozit rezinlerin polimerizasyonlarının sağlanabilmesi için kliniğimizde bulunan Elipar™ S10 LED ışık cihazı kullanılmıştır. LED ışık cihazları hafif, taşınabilir, etkin ve uzun ömürlü cihazlardır. Minimum miktarda ısı üretirler, böylece soğutucu fanlara ihtiyaç duymazlar. Enerji tüketimleri de düşük olduğu için pille çalıştırılabilirler. Işık çıkışı istikrarlıdır ve ayrıca değiştirilmesi gereken bir ampulleri yoktur. Dar bir spektrumda ışık üretirler (400-500 nm) ve bu aralık ışık ile sertleşen kompozitlerde sıklıkla kullanılan başlatıcı ajan olan kamforokinonun aktive olduğu dalgaboyu ile uyumludur (169). Işıkla sertleşen rezinler polimerize olurken uygulanan ışığın yoğunluğu, ışıkla süresi ve ışık kaynağı ile rezin arasındaki mesafe önemlidir (170–174). Silta ve ark., ortodontik braketler diş yüzeyine yapıştırılırken LED ışık ünitesi kullanıldığında en az 20 saniyelik bir uygulama yapılması gerektiğini söylemektedirler (172). Üşümez ve ark., LED ışık ünitesi ile 10, 20 ve 40 saniyelik uygulamalarla braket yapıştırdıklarında, 20 ve 40 saniyelik ışıklamalarla elde edilen bağlanma mukavemetleri arasında anlamlı bir farklılık bulamazken, 10 saniyelik ışıklama ile elde edilen

mukavemet değerlerini 20 ve 40 saniyelik uygulamalardan anlamlı olarak düşük bulmuşlardır (171). Gronberg ve ark. da LED ışık ünitesi ile yapılan ışıklamalarda 20 ve 40 saniyelik uygulamalar arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır (175). Bunların dışında Finnema ve ark., artan her bir saniyelik ışıklama süresi için bağlanma kuvvetinin 0,077 MPa arttığını ifade etmişlerdir (176). Buna karşılık Altmann ve ark., her ışıklanan fazla saniye için 0,43 MPa mukavemet artışı olduğunu tespit etmişlerdir (107).

Çalışmamızda bu verilerle hareket ederek ve 20 saniye ışıklama yapan diğer çalışmacılarla (9,17,26,29–31,33,35,37,43,118,128,131,132,147,149) uyumlu olmak amacıyla 20 saniyelik bir ışıklama süresi tercih edilmiştir. Yapılan çalışmalar incelendiğinde 10 saniye (34), 40 saniye (24,25,27,32,38,39,103,104,106,144) ve 60 saniyelik (7,10,96) uygulamalar da mevcuttur.

Braketler yapıştırıldıktan sonra mukavemet testine kadar olan zamanda çeşitli saklama ortamları kullanılmıştır. ISO standartları mukavemet testinden veya termal siklus prosedüründen önce numunelerin 24 saat boyunca 37°C sıcaklıktaki suda saklanması uygun olduğunu söylemektedir (113). Fox ve ark. da mukavemet testlerinin yapılmasından önce bu sıcaklıkta ve sürede distile suda saklamanın uygun olduğunu ifade etmişlerdir (136).

Dişler bondlandıktan sonraki saklama koşulları hakkında sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Nagel, bir gün veya bir ay boyunca 37°C sıcaklıktaki distile suda beklettiği örneklerin bağlanma mukavemetinde anlamlı bir fark bulamamıştır (177). Reynolds ve von Fraunhofer diakrilatlar ve doldurulmuş poliakrilat rezinler için 6 aylık suda bekleme süresinin bağlanma kuvvetini anlamlı olarak değiştirmedığını gözlemlemişlerdir (178). Tavas ve Watts, yaptıkları çalışmada ışıkla sertleşen bir rezin ile yapıştırdıkları braketlerin beşinci dakikadaki mukavemetinin, 24 saat sonraki mukavemetinin yalnızca %60-70'i kadar olduğunu göstermişlerdir (179). Bu veriler, 24 saatten kısa olmadığı sürece, bondlanan örneklerin bağlanma mukavemetlerinde anlamlı bir farklılık olmayacağına işaret etmektedir. Ancak klinik koşullarda ataçmanların takılır takılmaz kısa sürede kullanılmaya başlanıp ortodontik kuvvetlere ve fonksiyonel yüklere maruz kaldıkları unutulmamalıdır.

Yapılmış çalışmalara bakıldığında yazarların büyük çoğunluğunun örnekler hazırlandıktan sonra, test aşamasına kadar farklı sıcaklıklarda, sürelerde ve sıvılarda dişleri sakladıkları görülmektedir. Testler uygulanmadan önce çalışmacılar en sık olarak

örneklerini 24 saat boyunca 37°C'deki su (10,61,112,161,165,167), distile su (5,7,16,29,35,36,38,99,103,111,118,147) ve deiyonize suda (27,28,128,129,132) bekletmişlerdir. Bunun dışında, testler uygulanmadan önce çalışmacılar 24 saat (106,151) veya 2 saat (104) süresince oda sıcaklığındaki distile su, 37°C'deki deiyonize suda 72 saat (24,25,138), distile suda 72 saat (33), 37°C deiyonize suda 30 gün (32), oda sıcaklığında timolde 24 saat (26), salin solusyonunda 37°C'de bir hafta (21,160), yapay tükürükte 37°C'de 3 ay (37) ve %100 nemli ortamda 24-48 saat (39,117,125) gibi değişik süre, sıcaklık ve sıvılarda örneklerini saklamışlardır.

Çalışmamızda, ISO standartları (113) ve Fox ve ark.'nın (136) önerilerine uymak ve diğer çalışmacılarla uyumlu olmak amacıyla örneklerimiz mine yüzeylerine braketlerin yapıştırılmasını takiben, termal siklüs yapılmadan önce ağızdaki ortamın taklit edilmesi için distile suda ve 37 °C'ye ayarlanmış etüvde bekletilmişlerdir.

Termal siklüs, klinik pratikte biyomateryallerde oluşan fizyolojik yaşlanmayı laboratuvar ortamında taklit etmek için en sık kullanılan yöntemlerden biridir (108). Bishara ve ark., ortodontik adezivlerin ağız boşluğunda rutin olarak sıcaklık değişikliklerine maruz kalmaları sebebiyle, bu sıcaklık değişikliklerinin adezivlerin mukavemet gücünü etkileyip etkilemediğinin belirlenmesinin önemli olduğunu ifade etmişlerdir (28). Yuasa ve ark. da ortodontik yapıştırma materyallerinin dayanıklılıklarını belirlemek için termal siklüsün uygun bir yöntem olduğunu söylemektedirler (30).

Ağız sıcaklığı, doğası gereği dinamiktir ve bu yüzden fizyolojik ağız içi sıcaklığının ölçülmesi zordur (108). Dinlenme anındaki ağız sıcaklığının bile ağız solunumu, ortam sıcaklığı ve nemi ile ağız kuruluşundan etkilendiği bildirilmiştir (180). Bir kişinin tolere edebileceği sıcaklık aralığının dış sayısı, ağız ortamına açık dentin varlığı, oral mukozanın keratinizasyonu, yaş ve cinsiyetten etkilenebileceği düşünüldüğünden (181), birçok araştırmacı ağız içinde ölçülen minimum ve maksimum sıcaklıkları ölçmeye çalışmış olsa da buldukları değerler farklılık göstermiştir (181–185).

Çalışmacılar, ağız içinde görülen bu sıcaklık değişimlerini laboratuvar ortamında taklit edip, materyallerin bu sıcaklık değişimlerinden nasıl etkilendiğini incelemek istemişlerdir. ISO standartları 5-55°C'de 500 tur termal siklüs yapılması gerektiği, her banyodaki bekleme süresinin en az 20 saniye, ve banyolar arası transfer süresinin 5-10 saniye olması gerektiğini (113) söylese de literatürde uygulanan termal siklüs prosedürlerini inceleyen araştırmacılar, uygulama protokolünde bir standardizasyon

olmadığını ifade etmektedirler (108,110). Birçok araştırmacı, ISO'nun önerisindeki (113) siklüs sayısı olan 500'ü düşük bulmuştur (30,110,114,115). Amaral ve ark., adeziv arayüzünde eskitme yöntemlerini inceledikleri çalışmada, ISO protokolü ile yapılmış çalışmalarda bağlanma mukavemetinin etkilenmemiş olduğunu ifade etmektedirler (115). Gale ve Darvell 35°C'de 28 saniye, 15°C'de 2 saniye, 35°C'de 28 saniye ve 45°C'de 2 saniyeden oluşan bir termal siklüs protokolü önermişlerdir ve 10,000 turluk bir termal siklüsün yaklaşık olarak bir yıllık yaşlanmaya tekabül edeceğini ifade etmişlerdir (110). Literatürde 100 turdan 1,000,000 tura kadar termal siklüs yapılmış çalışmalar bulunmaktadır (108,110).

Ortodontide yapılmış çalışmalara bakıldığında çalışmacıların termal siklüs için sıklıkla 5°C ile 55°C sıcaklıkları tercih ettikleri gözlenmektedir (17,27–30,111,112,118,127,132,144,147,186–188). Araştırmacılar bu sıcaklıktaki banyolarda 500 (17,28,112,118,127,144), 750 (187), 1000 (34,132,186), 6000 (30,188), 7000 (27) turluk uygulamalar yapmışlardır. Bunların dışında 10-55°C (32), 5-50°C (149,189), 5-60°C (160,190) , sıcaklıklarında uygulamalar ve 4-6°C, 36-38°C ve 53-55°C'lik üç farklı sıcaklık kullanılan çalışmalar (117) da yapılmıştır. Araştırmacılar, örneklerini her banyoda sıklıkla 30 saniye süresince bekletirken (17,29,32,111,118,132,144,147,149,186,187), 15 saniye (117,189), 20 saniye (28,34,112), 1 dakika (190) ve 2 dakikalık (160,188) uygulamalar da vardır. Yapılmış çalışmalar incelendiğinde genel olarak uygulanan termal siklüs protokolünde bir standardizasyon olmadığı görülmektedir (108,110).

Termal siklüsün ortodontik braketlerin mukavemetine olan etkisi pek çok çalışma ile araştırılmıştır (28–30,111,117,118,147,149) ve bu araştırmaların sonucunda birçok çalışmacı bağlanma mukavemetinin termal siklüs işlemi ile azaldığını raporlamıştır (28,111,117,118,147,149). Mukavemette görülen bu azalma su emilimi, mine, braket ve adeziv arasında bulunan termal genişleme katsayısı farkının sebep olacağı stresler ve ayrıca arayüzlerde ayrılma meydana gelmiş bölge varlığında tekrarlanan sıcaklık değişikliklerinin bu bölgelerde yaratacağı genişleme ile açıklanmıştır (111). Kompozit materyaller polimerizasyondan sonra stabil değillerdir ve çevre ile olan etkileşimleri sonucunda matrikslerinde su emilimi meydana gelir. Döngüsel sıcaklık değişikliklerinin kompozit materyallerdeki su emilimini artırabilmesi de mukavemet düşüşünün sebeplerinden biri olabilir (191). Türk ve ark., 10,000 ve 20,000 turluk termal siklüsün braket mukavemetine etkisini araştırdıkları çalışmalarında termal siklüse girmeyen

dişlerin mukavemetini termal sıklüse girenlerden anlamlı olarak yüksek bulmuşlardır ancak 10,000 sıklüs ile 20,000 sıklüs sonrası ölçülen mukavemet değerleri arasında anlamlı bir fark tespit edememişlerdir (147). Bunların dışında termal sıklüs sonrasında adezivlerin mukavemetinde fark bulmayan (30) yazarlar olduğu gibi, bu yöntemin *in vivo* ortamı tam anlamıyla yansıtmadığını savunan yazarlar da vardır (102).

Çalışmamızdaki örnekler 5°C ile 55°C'lik banyolarda 1000 tur termal sıklüs ile yaşlandırılmışlardır. Her banyoda bekleme süresi 30 saniye, banyolar arası transfer süresi de 10 saniye olarak ayarlanmıştır. Çalışmamızda sıcaklık ve banyoda bekleme süreleri bakımından ISO standartlarına (113) uyulmuş, ancak tur sayısı arttırılmıştır. Gale ve Darvell 10.000 turluk bir termal sıklüsün bir yıllık yaşlanmaya tekabül edeceğini (110) söylediklerinden, çalışmamızda kullanılan 1000 turluk termal sıklüsün yaklaşık olarak 5,2 haftalık bir yaşlanmaya tekabül edeceği hesaplanmıştır. Bu süre de yaklaşık olarak bir ortodonti hastasının randevu aralıklarına denk gelmektedir.

Ortodontik braket sistemlerinin mukavemet testleri genelde germe, sıyırma veya torsiyon yüklemeleriyle yapılmaktadır. Bu testlerin kullanılıyor olmasının sebebi braketlerin tedavi süresince ve söküm esnasında bu yüklemelerin kombinasyonundan oluşan kuvvetlere maruz kalıyor olmalarıdır (119). Bağlanma kuvvetinin uygulanan test metoduna göre değişebildiği gösterilmiştir (192). Uygulanabilecek testlerden sıyırma testinin klinik performansı ile en fazla korelasyon gösterdiği söylenmektedir (120) ve braketlerin mukavemetlerinin incelendiği çalışmalarda en sık olarak bu yöntem kullanılmaktadır (176). Sıyırma testleri uygulanırken değişebilen parametreler bıçağın hızı ve kuvvetin uygulandığı yerdir.

Bıçağın hızının test sonuçlarına etkisini araştırmak için yapılmış çalışmalar literatürde mevcuttur (145,176,193). Klocke ve Kahl-Nieke, yaptıkları çalışmada 0,1 mm/dk, 0,5 mm/dk, 1 mm/dk ve 5 mm/dk hızlarda sıyırma testleri gerçekleştirmişler ve çalışmalarının sonucunda bağlanma mukavemeti ve kopmanın gerçekleştiği bölge bakımından gruplar arasında bir fark bulamamışlardır (145). Buna karşılık, Bishara ve ark., bıçağın hızını 5 mm/dk'dan 0,5 mm/dk'a düşürdüklerinde %57 mukavemet artışı gözlemişlerdir (193). Finnema ve ark.'nın meta-analiz çalışmasında ise bıçak hızının her 1 mm/dk artışı için bağlanma mukavemetinin 1,3 MPa arttığı ifade edilmiştir (176). Altmann ve ark. ise bıçak hızının her 0,5 mm/dk artışı için 6,8 MPa'lık bir artış olduğunu raporlamışlardır ve bunun sebebi olarak daha yavaş başlık hızlarında başlık ile braket

arasındaki temas süresi daha fazla olacağından, bu sürede adeziv içindeki gerilimlerin artıyor olabileceği yorumunu yapmışlardır (107). Bishara'nın çalışması (193) ile Finnema ve ark. (176) ve Altmann ve ark'nın (107) çalışmaları arasındaki tutarsızlığın nedeni bilinmemektedir.

Literatüre bakıldığı zaman çalışmacıların 0,1 mm/dk (117,118), 0,5 mm/dk (7,23,25,34,38,103,104,133,144), 1 mm/dk (5,10,26,27,29,33,35–37,39,102,130,132, 147,149,152,187,189), 2 mm/dk (32), 2.5 mm/dk (187) 5 mm/dk (28,112,131,138,190, 191) gibi değişik bıçak hızlarını tercih ettikleri görülmektedir.

Bazı çalışmacılar, bıçak yerine braketin kanatları altına bir tel geçirip bu teli yukarıya doğru çekmeyi tercih etmişlerdir (24,31,127,152,161,166). Ancak Finnema ve ark., bu şekilde bir uygulamanın germe komponentleri içermesi sebebiyle gerçek bir sıyırma testi olmadığını (176), Eliades ve Brantley de telin braket yüzeyine uyumunun ve sürtünme direncinin sonuçları yorumlamayı güçleştireceğini ifade etmişlerdir (194). Sıyırma kuvvetini üzerine delik açılmış bir plakayı braketin kanatları altına geçirerek uygulayan araştırmacılar da mevcuttur (111).

Eliades ve Brantley, klinik koşullarda meydana gelebilecek kopmaların daha yüksek hızdaki çarpmalarla oluşmasının beklendiğini ve bu yüksek hızlarda laboratuvar ortamında yavaş hızla yapılan çalışmalarda önemli olabilecek adezivin viskoelastik davranışının klinik koşullarda bulunmadığını ifade etmişlerdir (194). Daha sonra bu koşulları incelemek isteyen Eliades ve ark., laboratuvar ortamında dişlere yapıştırılmış braketleri 1 mm/dk'lık ve 200 mm/dk'lık hızlarla koparmış ve 200 mm/dk'lık hızda daha düşük mukavemet bulmuşlardır (195).

Çalışmamızda, cihazın üst parçasına sabitlenen bıçağın hızı 1 mm/dk'ya ayarlanmıştır ve bu sabit hızda braket kopana kadar okluzalden gingivale doğru hareket ettirilmiştir. Bilgisayar tarafından Newton cinsinden kaydedilen mukavemet değeri, daha sonra sisteme önceden tanımlanmış olan braket taban alanına otomatik olarak bölünmüş ve sonuçlar MPa cinsinden kaydedilmiştir.

Literatürde bağlanma kuvveti birçok birim ile ifade edilmiştir. Bunlardan en çok kullanılan birim MegaPascal'dır (MPa). MPa, N/mm², yani milimetre kare başına düşen Newtonu, veya kısacası birim alana düşen kuvveti ifade etmektedir. Bu, farklı taban alanına sahip braketler arasında birim bakımından standardizasyon yapılmasını sağlar. Örneğin, taban alanı daha geniş bir braket, küçük olana kıyasla, koparılmak için daha

fazla kuvvet gerektirecektir. Dolayısıyla Newton ile ifade edilirse büyük braket için sonuç daha büyük olacaktır. Ancak sonuçlar MPa ile ifade edilirse aynı sonuç elde edilecektir. Fox ve ark., bağlanma kuvvet testi ölçüm sonuçlarının braket taban alanı verildiği takdirde Newton ile, veya MPa ile verilmesinin uygun olacağını ifade etmişlerdir.(136)

Kuvvetin uygulama noktası bakımından literatürdeki çalışmalar birbirleriyle uyum içerisinde değildir. Klocke ve Kahl-Nieke braket tabanından uygulanan kuvvet ile elde edilen mukavemet değerlerinin, braket kanatları ve braket tabanı arasındaki oluktan veya braketin kanatları üzerinden uygulanan kuvvet ile elde edilen mukavemet değerlerinden anlamlı olarak yüksek olduğunu raporlamışlardır (146). Buna karşılık Altmann ve ark., braket kanatlarından uygulanan kuvvetin braket mukavemetini 8,3 MPa arttırdığı sonucuna varmışlardır (107). Mevcut çalışmada tekrarlanabilirlik ve hassasiyet açısından kuvvetin braket tabanı ile kanatları arasındaki oluğa uygulanmasına karar verilmiştir. Braket tabanına uygulanmaya çalışılan kuvvetler, bölgenin darlığı sebebiyle test sırasında bıçağın ucunun dış yüzeyi ile temasına sebep olabilirken, braket kanatları üzerinden uygulanan kuvvet ise braket kanatlarının deformasyonuna sebebiyet verebileceği düşünülmüştür.

Yapılan çalışmalarda, braket mukavemeti ölçüldükten sonra dış yüzeyinde kalan kompozitin yüzdesi belirlenerek kopmanın meydana geldiği bölge tespit edilmeye çalışılmıştır. Bunun için adeziv artık indeksinden (ARI) yararlanılmıştır. ARI skorlaması Årtun ve Bergland (124) tarafından geliştirilmiş ve Bishara ve Trulove (125) tarafından modifiye edilmiştir.

Årtun ve Bergland'ın skorlamasında 0-3 arasında değişen dört skor vardır (0, dış yüzeyinde adeziv yok; 1, adezivin %50'sinden daha azı dış yüzeyinde; 2, adezivin %50'sinden fazlası dış yüzeyinde; 3, adezivin tamamı dış yüzeyinde) (124), Bishara ve Trulove'ın skorlamasında ise 1-5 arasında değişen beş skor bulunmaktadır (5, dış yüzeyinde kompozit yok; 4, kompozitin %10'undan daha azı dış yüzeyinde; 3, kompozitin %10-%90'ı dış yüzeyinde; 2, kompozitin %90'ından fazlası dış yüzeyinde; 1, kompozitin tamamı dış yüzeyinde) (125). Literatürde Artun ve Bergland'ın dört skorlu indeksi (5,10,32–37,96,102–104,111,118,126–128,147,149) ve Bishara ve Trulove'ın beş skorlu indeksi (23,38,39,112,129–133) de yaygın bir şekilde kullanılmaktadır.

Çehreli ve ark., bu iki skorlamanın güvenilirliğini değerlendirmek amacıyla, her iki skorlamayı da kantitatif yöntemler olan tarayıcı elektron mikroskop görüntüleri ve

elemental haritalama metodu ile karşılaştırmışlardır. Çalışmalarının sonucunda beş puanlı sistemin kantitatif yöntemlerle elde edilenlerle benzer sonuç verdiğini, bu 5 skorlu indeks ile daha hassas sonuçlar alınabileceğini ifade etmişler, ancak buna rağmen 5 puanlı sistemin de küçük değişiklikleri maskeleyebileceğinin göz önüne alınması gerektiğini de ilave etmişlerdir (134). Daha hassas bir skorlama yapabilmek için bu çalışmada Bishara ve Trulove'ın 5 skorlu indeksi (125) kullanılmıştır.

Yapılan çalışmalar incelendiğinde, ARI skorlaması yapılırken, çalışmacıların mikroskopta 8X (27,103), 10X (23,29,34,35,38,104,112,118,129–131,138,147,149,166), 15X (5), 16X (24,32), 20X (26,31,111,127,132,151) ve 40X (7,37,133) gibi çeşitli büyütme kullandıkları görülmektedir. 10X büyütme daha sık kullanılıyor gibi gözükse de, Montasser ve Drummond, ARI skorlamasının güvenilirliğini değerlendirdikleri çalışmalarında çıplak göz, 10X ve 20X ile yapılan skorlamaları kıyasladıklarında 20X ile yapılan skorlamaların anlamlı olarak farklılık gösterdiğini tespit etmişler ve daha yüksek büyütme ile daha hassas değerlendirmeler yapılabileceğini ifade etmişlerdir (196). Bu sebeple çalışmamızda ARI skorlaması 20X büyütme altında yapılmıştır. Daha güvenilir sonuçlar elde edilebilmesi için mikroskop altında hem mine yüzeyi, hem de braket yüzeyi incelenmiştir.

7.3. Bulguların Tartışılması

Ortodontide kullanılan braket yapıştırma adezivleri geçmişten günümüze kadar yoğun şekilde araştırılmıştır ve yeni ürünler ve yeni teknikler ortaya çıktıkça da araştırılmaya devam edilmektedir. Ortodontik braketlerin, tedavi süresi boyunca diş yüzeyine yapışık kalmaları, ortodontik mekaniklerden ve fonksiyondan kaynaklanan kuvvetlere direnç göstermeleri ve sökülürken diş yüzeyine zarar vermeden kolayca çıkarılabilmeleri beklenmektedir.

Bu bağlamda Reynolds, 5,9-7,8 MPa değerinde bir bağlantı mukavemetinin klinik koşullar için yeterli olacağını ifade etmiştir (6). Çalışmamızın sonucunda primer ile kullanılan Transbond XT için elde edilen $19,03 \pm 7,00$ MPa, primersiz kullanılan Transbond XT için elde edilen $16,04 \pm 6,79$ MPa, GC Ortho Connect için elde edilen $20,63 \pm 5,86$ MPa ve Biofix için elde edilen $13,85 \pm 5,36$ MPa'lık değerlerin Reynolds'un tavsiye ettiği değerlerin üzerinde olduğu, dolayısıyla ortodontide klinik kullanım için uygun oldukları görülmektedir.

Metal braketlerin primer ile birlikte Transbond XT kullanılarak diş yüzeylerine yapıştırıldığı, termal siklüs uygulanan çalışmalara bakıldığı zaman mukavemet değerlerinin $5,37\pm 0,71$ ile $20,19\pm 4,71$ MPa arasında değiştiği görülmektedir (29,32,118,127,132,147,149,187–190,197–200). Çalışmamızda primer kullanılan Transbond XT ile elde edilen $19,03\pm 7,00$ değeri de bu değerler ile uyumludur.

Primerle ve primersiz kullanılan Transbond XT gruplarına bakıldığında, çalışmamızda bulunan $19,03\pm 7,00$ ve $16,04\pm 6,79$ MPa'lık mukavemet değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu iki grup arasında ayrıca ARI skoru bakımından anlamlı bir fark bulunamamış, iki grup için de kopmanın genelde mine-adeziv arayüzünde olduğu ve kompozitin %10'undan az kısmının minede kaldığı veya mine üzerinde kompozit kalmadığı görülmektedir (4 ve 5 skor varlığı TBP grubu için %64, TB grubu için %57,14). Altmann ve ark., ortodontik braketlerin yapıştırılmasında primer kullanımını inceledikleri meta regresyon analizi çalışmalarında (107), primer kullanımının, kullanılmamasına kıyasla bağlanma mukavemetini ortalama 2,1 MPa arttırdığını ve bu sonuçların istatistiksel olarak anlamlı olmadığını ifade etmişlerdir. Çalışmamızda Transbond XT adezivin primer ile birlikte kullanımı, primersiz kullanıma göre bağlanma mukavemetini ortalama 2,99 MPa arttırmıştır. Bu sonuç Altmann ve ark.'nın çalışmasıyla uyum göstermektedir. Çalışmamız, Transbond XT adezivin primerle ve primersiz kullanıldığı diğer çalışmalar ile kıyaslanacak olursa;

Tang ve ark.'ın 2000 tarihli çalışmalarında (102) premolar dişlerin yüzeylerine Transbond XT kompozit ile metal braketler yapıştırılırken pürüzlendirilmiş mine yüzeyine bir gruba Transbond XT primer kullanılırken, bir grupta bu basamak atlanmıştır. Bu çalışmada termal siklüs yapılmamış, dişler 37°C'lik suda 24 saat bekletildikten sonra direkt olarak sıyırma testi uygulanmıştır. 1 mm/dk ile gerçekleştirilen sıyırma testi sonucunda primer kullanılan grubun ortalama mukavemeti $18,0\pm 4,3$ MPa, primer uygulanmayan grubun ortalama mukavemeti $20,6\pm 3,0$ MPa bulunmuş, bu iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Tang ve ark.'ın çalışmasında, primer kullanılmayan grubun mukavemet ortalaması, primer kullanılan gruptan 2,5 MPa yüksek bulunmuştur. Bu çalışmadan farklı olarak bizim çalışmamızda, primersiz Transbond XT grup ortalaması ($16,04\pm 6,79$), primer kullanılan Transbond XT grubundan ($19,03\pm 7,00$) yaklaşık olarak 3 MPa düşük bulunmuştur. Ancak her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaması açısından bu çalışma, çalışmamız ile

uyumludur. ARI skorlamasında çalışmacılar, bizim çalışmamızdan farklı olarak Artun ve Bergland'ın indeksini (124) kullanmışlardır. Bu sebeple sonuçlar direkt olarak kıyaslanamasa da, her iki grup için de başarısızlığın genelde mine-adeziv arayüzünde meydana gelmiş olması bakımından sonuçlarımızın uyumlu olduğu söylenebilir.

2011 yılında Albaladejo ve ark., yaptıkları bir çalışmada primer kullanımının bağlanma mukavemetine etkisini araştırmak için, primer uygulanmış ve uygulanmamış dişlere Transbond XT kompozit ile yapıştırılan braketlerin mukavemetlerini kıyaslamışlardır (25). Bu çalışmada termal siklus yapılmamıştır. Braket yapıştırılan örnekler 37°C'lik deiyonze suda 72 saat bekledikten sonra, sıyırma deneyi 0,5 mm/dk hızla gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonucunda primer kullanılan grubun ortalama mukavemeti 14,6±1,5 MPa, primer kullanılmayan grubun ortalama mukavemeti 5,7±2,2 MPa bulunmuş ve aradaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. ARI skorlarına bakıldığında gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamış, kopmanın genel olarak adezivin içinde, kısmi olarak da braket-adeziv arayüzünde meydana geldiği ifade edilmiştir. Bu çalışmanın mukavemet ve ARI skoru sonuçları çalışmamız ile uyumlu değildir. Çalışmacıların dişlerin başlangıç saklama ortamı olarak kullandıkları kloramin-t solüsyonunun 48°C'de tutulmuş olması çalışmaların çoğunda kullanılan saklama ortamlarının sıcaklığı ile uyuşmamaktadır. Başlangıç saklama solüsyonunun sıcaklığının çalışma sonuçlarına etkisi bilinmemektedir.

Invernici ve ark., 2012 yılında yaptıkları bir çalışmada (104) Transbond XT kompozitin primersiz kullanımı, kendi primeri ile (Transbond XT Primer) kullanımı ve farklı bir primer ajan ile (Ortho Primer Morelli) kullanımı sonucundaki mukavemetler kıyaslanmaktadır. Sığır dişi kullanılan çalışmada dişlere metal braketler yapıştırıldıktan sonra örnekler oda sıcaklığında distile suda 2 saat bekletilmiş, akabinde 0.5 mm/dk hızında sıyırma testi yapılmıştır. Çalışmalarının sonucunda Transbond XT primer kullanılan grupta bağlanma mukavemeti 6,83±2,05 MPa, primer kullanılmayan grupta 6,42±2,12 MPa bulunmuş, bu iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Kırılmanın gerçekleştiği bölge açısından primer kullanılarak braketlerin yapıştırıldığı grupta kırılma genelde adeziv-braket arayüzünde gerçekleşirken, primer kullanılmayan grupta belirgin bir kırılma bölgesi tespit edilememiştir. Primer kullanılan ve kullanılmayan gruplar ile elde edilen mukavemet değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaması bakımından bu çalışmanın sonuçları çalışmamızla

uyumludur ancak bu çalışmadaki mukavemet değerleri çalışmamızdan düşüktür. Sığır dişleri ile elde edilen mukavemet değerlerinin, insan dişlerine kıyasla daha düşük olduğu bilinmektedir (152). Bunun dışında, braketler yapıştırıldıktan sonraki ilk 24 saatte bağlanma mukavemetlerinin daha düşük oldukları gösterilmiştir (179). Bu da bu çalışmada elde edilen düşük mukavemet değerlerinin sebeplerinden biri olabilir. Bu çalışmanın ARI skorları çalışmamız ile uyumlu değildir. Çalışmamızda hem primerli hem de primersiz kullanılan Transbond XT gruplarında kırılma çoğunlukla mine-adeziv arayüzünde gerçekleşmiştir. Bunlara ilave olarak bu çalışmada yapılan korelasyon analizinde çalışmamızın aksine ARI skorları ile mukavemet değerleri arasında bir korelasyon bulunamamıştır.

Çalışmamızda Biofix'in ortalama mukavemeti $13,85 \pm 5,36$ MPa bulunmuştur. Bu değer GC Ortho Connect ($20,63 \pm 5,86$) ve primer ile kullanılan Transbond XT ($19,03 \pm 7,00$) grubundan anlamlı olarak düşük bulunmuş ($p=0,002$ ve $p=0,022$), primersiz kullanılan Transbond XT grubuyla ($16,04 \pm 6,79$) anlamlı bir farklılık tespit edilememiştir ($p=0,638$). ARI skorlarına bakıldığında da Biofix, primerli ve primersiz Transbond XT grupları arasında anlamlı farklılık bulunamamış ($p=0,371$ ve $p=0,347$), kopmanın mine-adeziv arayüzünde meydana gelme eğiliminde olduğu görülmüştür. Biofix ve Transbond XT'nin araştırıldığı diğer çalışmalara bakıldığında;

Dos Santos Oliveira ve ark., 2017 yılında yaptıkları çalışmada (27) primer uygulanmış ve uygulanmamış dişlere Transbond XT ve Biofix kompozitler ile metal braketler yapıştırılıp, bu adezivlerin mukavemetleri termal siklus yapıldıktan sonra kıyaslanmıştır. Sığır dişleri kullanılan çalışmada primer uygulanan gruplarda Transbond XT'nin kendi primeri (Transbond XT Primer) kullanılırken, Biofix için Single Bond Universal Adhesive (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) kullanılmıştır. Braket yapıştırılmış dişler, 37°C sıcaklıktaki deiyonize suda 24 saat bekledikten sonra, $5-55^{\circ}\text{C}$ sıcaklıklar arasında 7000 tur termal siklus ile yaşlandırılmışlardır. Daha sonra 1 mm/dk hızında sıyırma testi gerçekleştirilmiş ve elde edilen mukavemet değerleri kıyaslanmıştır. Transbond XT grubu için primer ile kullanım sonucunda elde edilen mukavemet değeri $10,3 \pm 1,2$ MPa, primersiz kullanım ile elde edilen mukavemet değeri $6,9 \pm 1,3$ MPa olarak bulunmuştur. Biofix grubu için primerli kullanım ile $8,3 \pm 1,4$ MPa, primersiz kullanım ile $4,3 \pm 0,7$ MPa mukavemet ölçülmüştür. Bu çalışmanın sonucunda her iki adeziv için de primer kullanılmadığında bağlanma mukavemeti anlamlı olarak düşmüştür. Primersiz

kullanılan Transbond XT'nin mukavemeti ise primersiz kullanılan Biofix'in mukavemetinden anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. ARI skorları incelendiğinde, her grup için Artun ve Bergland skorlamasına göre (124) 0 skoru belirgin olarak fazla bulunmuş, yani diş yüzeyinde hiç kompozit kalmamış, ayrılma mine-adeziv arayüzünde gerçekleşmiştir. Bu çalışmanın sonuçları çalışmamızla kıyaslandığında, bu çalışmada Transbond XT kompozitin primersiz kullanımında primerli kullanıma kıyasla anlamlı mukavemet düşüşü bulunmuş olması, çalışmamız bulgularıyla uyum göstermemektedir. Bizim çalışmamızda ayrıca primersiz kullanılan Transbond XT kompozit ($16,04 \pm 6,79$ MPa) ile primersiz kullanılan Biofix ($13,85 \pm 5,36$ MPa) ile elde edilen mukavemet değerleri arasında da anlamlı fark bulunamamış olup ($p=0,638$), dos Santos Oliveira ve ark.'nın bulduğu bu sonuçlarla çelişmektedir. Ancak çalışmada yapılmış olan 7000 turluk termal siklüs sayısı bizim çalışmamıza kıyasla yüksektir ve adezivlerin maruz kaldığı daha uzun süreli tekrarlanan streslerin, bu iki grup arasında mevcut olabilecek bir farkın belirginleşmesine sebep olmuş olabileceği düşünülmektedir. Bunların dışında çalışmaya bakıldığında genel olarak bulunan mukavemet değerlerinin bizim çalışmamızdan daha düşük olduğu gözlenmektedir. Termal siklüs sayısı arttıkça bağlanma mukavemetinin düşebileceği bilinmektedir (28,111,117,118,147,149). Bunun yanında, çalışmaya bakıldığında çalışmacıların sığır kesici dişleri ile birlikte premolar diş braketleri kullandıkları görülmektedir. Çalışmalarında sığır keser dişleri kullanan araştırmacılar genellikle keser diş braketleri kullanmaktadırlar (5,34,104,145–147). Bu çalışmada keser dişler ile birlikte premolar braketlerinin kullanılmış olmasının braket ile diş yüzeyi arasında artmış kompozit kalınlığı oluşmasına sebep olabileceği tahmin edilmektedir. Artan kompozit kalınlığının ise artmış polimerizasyon büzülmesi ve termal genleşmeye sebep olması ile birlikte, adezivin içerisinde daha fazla boşluk ve çatlak bulunabilmesi nedeniyle daha düşük bağlanma kuvvetine sebep olduğu söylenmektedir (47,160,201). Kopmanın genelde mine-adeziv arayüzünde meydana gelmiş olması bakımından bu çalışma, çalışmamızla uyum göstermektedir. Bizim çalışmamızda da primerli ve primersiz kullanılan Transbond XT grupları ile Biofix grubunda kopma eğilimi genellikle mine-adeziv arayüzünde olmuştur.

Pillai ve ark., 2014 yılında yaptıkları bir çalışmada (106) Biofix ile Transbond XT kompozitin konvansiyonel kullanımı ile elde edilen mukavemet değerlerini araştırmışlardır. Üretici firma talimatlarına uygun olarak diş yüzeylerine braketler

yapıştırılıp, 24 saat oda sıcaklığındaki distile suda bekletildikten sonra, 5 mm/dk hızında sıyırma deneyi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen mukavemet değerleri Transbond XT için $11,21 \pm 1,4$ MPa ve Biofix için $9,3 \pm 0,95$ MPa şeklinde olmuştur ve bu iki değer arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu çalışmada ARI skorlaması yapılmamıştır. Primer ile kullanılan Transbond XT'nin mukavemetinin Biofix'ten anlamlı olarak yüksek olması bakımından bu sonuçlar çalışmamızla uyumludur. Mukavemet değerlerinin termal siklus uygulanmadığı halde çalışmamızdan düşük çıkmış olmasının sebepleri tam bilinmemekle birlikte, sıyırma deneyinde kullanılan 5 mm/dk hızı çalışmamızdan farklılık göstermektedir. Deneyin uygulandığı hız arttıkça elde edilen mukavemet değerinin düştüğünü gösteren araştırmacılar (193,195) olsa da, bu görüşün aksini savunan araştırmacılar (107,176) da mevcuttur. Bu çalışmada sıyırma kuvvetinin metal bir ip aracılığıyla cihazdan braketle iletildiği ifade edilmiştir. Bu şekilde bir uygulama şekli de çalışmamızla uyumlu olmayıp, bazı araştırmacılar tarafından da bu şekilde bir uygulamanın germe komponentleri içerdiği ve bu yüzden gerçek bir sıyırma testi olmadığı ifade edilmiştir (176).

2015'te Dastjerdi ve ark.'nın yaptığı çalışmada (144) çeşitli şekillerde beyazlatılan dişlere Biofix ile yapıştırılan braketlerin mukavemetleri kıyaslanmıştır. Premolar dişlere lingual braketler yapıştırılıp, dişler 37°C sıcaklıkta 24 saat bekletildikten sonra 5-55°C'de 500 tur termal siklus işlemi ile yaşlandırılmış, sonrasında 0.5 mm/dk hızında sıyırma deneyi gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kontrol grubu olarak kullanılan, beyazlatma yapılmayan grubun mukavemeti $10,54 \pm 1,51$ MPa olarak ölçülmüştür. Bu değer, çalışmamızda bulunan $13,85 \pm 5,36$ MPa değerine yakındır. Bu çalışmada başlangıç saklama ortamı olarak 37°C sıcaklıktaki yapay tükürüğün seçilmiş olması çalışmamızla uyumsuzdur, bu saklama ortamının aradaki mukavemet farkında etkili olmuş olabileceği düşünülmektedir. Çalışmamızdan farklı olarak bu çalışmada kullanılan lingual braketlerin ortaya çıkan mukavemet farkında etkili olup olmadığı bilinmemektedir. Lingual yüzeylerde elde edilen bağlanma mukavemetlerinin bukkal yüzeylere göre daha düşük olduğunu raporlayan araştırmacılar olduğu gibi (202), bu iki yüzeye bağlanma ile elde edilen mukavemet değerlerinin farklı olmadığını ifade eden araştırmacılar da mevcuttur (203).

Bu çalışmalardan farklı olarak, aynı yapıştırıcı ajanın primerli ve primersiz kullanımını inceleyen diğer laboratuvar çalışmalarına bakıldığı zaman, primerli ve

primersiz kullanım ile elde edilen mukavemet değerleri ve kopmanın meydana geldiği bölge bakımından araştırmacıların anlamlı fark bulamadığı gözlenmektedir (24,61,100,103). Çalışmamızdaki primerli ve primersiz Transbond XT gruplarının sonuçları bu çalışmalarla uyumludur. Farklı ürünler karşılaştırıldığı zaman sonuçlar genelde değişkendir (26). Uysal ve ark. (23) ile Ryou ve ark.'nın (10) çalışmalarında primersiz kullanılan akışkan kompozitlerin mukavemeti primer ile birlikte kullanılan konvansiyonel ortodontik braket yapıştırma kompozitinden düşük bulunmuş, ancak bunun sebebinin mine ile kurulan bağın zayıf olması sebebiyle değil, bu kompozitlerin kendi mekanik özelliklerinin daha zayıf olmasından kaynaklandığının düşünüldüğü ifade edilmiştir (10).

Bilgimiz dahilinde çalışmamızda kullanılan GC Ortho Connect kompozitin mukavemet değerlerinin araştırıldığı başka bir çalışma bulunmamaktadır. Bu sebeple elde edilen verileri kıyaslama imkanı bulunmamıştır. Bununla birlikte, çalışmamızda GC Ortho Connect ile elde edilen mukavemet değerleri ($20,63 \pm 5,86$), primer ile birlikte kullanılan Transbond XT ile benzer ($19,03 \pm 7,00$) ($p=0,809$), primersiz kullanılan Transbond XT grubu ($16,04 \pm 6,79$) ve Biofix grubundan ($13,85 \pm 5,36$) ise anlamlı olarak yüksek bulunmuştur ($p=0,046$, $p=0,002$). GC Ortho Connect grubunun ARI skorlarına bakıldığında, diğer gruplardan farklı olarak 4 ve 5 skoruna daha az rastlandığı görülmektedir. 3 skoruna ise bu grupta %75 oranında rastlanmıştır. Yani GC Ortho Connect grubunda genelde kompozitin kendi yapısı içerisinde kopma meydana gelmektedir.

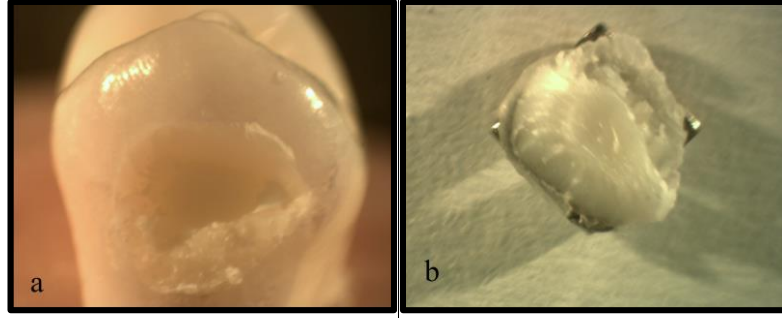
Ortodontide mukavemet testlerinin uygulanması için takip edilecek standart bir prosedür bulunmamaktadır. ISO (113), diş yapısına bağlanmakla ilgili olarak bazı standartlar ortaya koymuş olsa da, bu standartlar ortodontide kullanılan yöntemleri tamamen kapsamamaktadır. Deney prosedürleri arasında farklılık gösterebilen başlangıç saklama ortamı, kullanılan dişler ve braketler, yapıştırma prosedürü, test cihazının hızı gibi birçok faktör test sonuçlarını etkileyebilmektedir. Standardize olmayan test protokolleri, farklı çalışmalar arasındaki verileri kıyaslamayı imkansız hale getirmektedir (123).

Laboratuvar koşullarında yapılan çalışmalardan alınan sonuçların direkt olarak klinik ortamdan alınacak sonuçları tahmin edemediği bilinmektedir (204,205). Bunun sebeplerinden biri ağız içi ortam ile laboratuvar koşulları arasında birçok farklılığın

bulunması olabilir. Laboratuvar koşulları içerisinde periodontal ligament, farklı yapıdaki yiyeceklerin yenmesiyle oluşan çigneme kuvvetleri, ortodontik tedavi seyri esnasında tel aracılığı ile iletilen kuvvetler, adezivlerin ağız içinde maruz kaldığı pH değişiklikleri, mikrobiyal ortam, tükürük, asitli ve alkollü içeceklerin kimyasal etkileri gibi birçok etken bulunmamaktadır. Laboratuvar çalışmaları başlangıç verileri ve yapıştırıcı ajanların mukavemet ölçümleri için faydalı olsa da bu çalışmalardan elde edilen verilerin, daha sonra klinik testlerle desteklenmeleri gerekmektedir.

Çalışmamızda bir tanesi GC Ortho Connect grubunda, dört tanesi primersiz kullanılan Transbond XT grubunda olmak üzere toplam beş örnekte mine kırığı meydana gelmiştir. Retief, 9,7 MPa'lık bağlanma kuvvetlerinde bile mine kırığı meydana gelebileceğini raporlamıştır (137). Bu değer, Bowen ve Rodriguez'in minenin gerilim direnci için raporladığı 1500 psi değeri ile uyum göstermektedir (1500 psi=10,3 MPa) (206). Çalışmamızda mine kırığı gözlenen dişler arasında en düşük mukavemet değeri olarak ölçülen 14,38 MPa değeri de bu verilerle uyum içerisinde.

Çekilmiş dişlerde, ağız içinde bulunan dişlere göre daha fazla çatlak bulunduğu bilinmektedir. Zachrisson ve ark., ortodontik tedavi görmemiş bireylerde ağız içindeki dişleri inceleyip, premolarların fasiyal yüzeyini hayali olarak dokuza böldüklerinde, bu zonların %7,8 ile %10,2'si arasında çatlak bulunduğunu raporlamışlardır (207). Ancak Rix ve ark., aynı zonları çekilmiş premolarlarda incelediklerinde bu bölgelerin %46,7'sinde çatlak bulunduğunu tespit etmişlerdir (32). Rix ve ark., aradaki farkın kısmi olarak Zachrisson ve ark.'nın aksine, kendi çalışmalarında magnifikasyon ile çalışmalarına bağlı olabileceğini ilave etseler de, çekimden sonra daha yüksek oranda çatlak görülmesinin çekim sırasındaki travmaya bağlı olabileceğini ve bu sebeple laboratuvar testlerinde klinik koşullara kıyasla daha yüksek sıklıkta mine kırığı gözleniyor olabileceğini vurgulamışlardır (32). Çalışmamıza dahil edilen dişlerin çatlak içermemesine dikkat edilmiş olsa da, bu değerlendirme magnifikasyon kullanmadan, direkt aydınlatma altında yapılmıştır. Mine yapısındaki birçok çatlağın ancak fiber optik transillüminasyon (207) veya magnifikasyon (32,208) ile görülebildiği bilinmektedir. Çalışmamızdaki dişlerde de direkt aydınlatma ile tespit edilememiş olası çatlakların, dişlerde kırık oluşumuna yatkınlık oluşturmuş olabileceği tahmin edilmektedir.



Resim 25. Mine kırığı örneği

Kırık oluşumunun GC Ortho Connect ve primersiz Transbond XT gruplarında meydana gelip, bu iki grupta da benzer mukavemet gösteren primer ile kullanılan Transbond XT grubunda meydana gelmemiş olması düşündürücüdür. Wang ve Tarng'ın yapmış olduğu çalışmada da primer ile ve primersiz kullanıldığında mukavemetleri arasında anlamlı fark bulunmayan bir kompozitte primer kullanılmayan grupta mine kırığı meydana geldiği raporlanmış, yazarlar mukavemette ve ARI skorlarında fark bulunmamasına karşın primer kullanımının braketlerin sökümü esnasında minede oluşabilecek hasarlar açısından koruyucu olabileceğini ifade etmişlerdir (61). Çalışmamız bu açıdan bu araştırmayla benzerdir.

Mine-adeziv arayüzünde meydana gelen ayrılmaların, minede kopmalar oluşmasına sebep olabileceği bilinmektedir (137). Bu yüzden kopmanın braket-adeziv arayüzünde veya adezivin kendi yapısı içerisinde olması istenmektedir (138,139). Primersiz kullanılan Transbond XT grubunda ayrılmanın genelde mine-adeziv arayüzünde meydana gelip, GC Ortho Connect grubunda ayrılmanın çoğunlukla adezivin kendi yapısı içinde meydana gelmiş olması, primersiz Transbond XT grubunda görülen kırık sayısının GC Ortho Connect grubundan daha fazla olması ile orantılıdır.

Klinik pratikte genellikle bu şekildeki kırıklar meydana gelmemektedir. Çekim esnasında meydana gelen çatlamlar ve laboratuvarında daha ideal şartlar altında yapılan yapıştırma işlemleri sonucunda elde edilebilen daha yüksek mukavemet değerlerinin buna sebep olabileceği söylenmiştir (32). Ayrıca dişlerin yaşı ve saklama koşullarında artmış bekleme süresinin de testte kullanılan dişlerde kırılma eğilimini arttırabileceği de düşünülmektedir (209). Buna ilave olarak, klinik pratikte braket sökümü esnasında uygulanan kuvvetin yönü ve şekli test koşullarına benzememektedir. Braketlerin sökümü esnasında yapıştırıcı materyali dişte bırakacak şekilde braket sökücü ile sıyırma/ayırma

şeklindeki kuvvetlerin uygulanması tavsiye edilmektedir (44). Bu sebeplerle klinik koşullar altında bu çalışmada görülen şekilde kırık oluşmayacağı tahmin edilmektedir.

Çalışmamızın sonuçlarına kendi içinde bakıldığında, GC Ortho Connect ile primer kullanılan Transbond XT grubu arasında mineye bağlanma mukavemeti bakımından anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p=0,809$). Transbond XT kompozitin primerli ve primersiz kullanımı kıyaslandığında mukavemet değerleri arasında anlamlı bir farklılık gözlenememiş ($p=0,380$) ve böylece primer kullanımının bu adeziv için bond mukavemetini arttırmadığı sonucuna varılmıştır. Biofix'in mukavemeti ise GC Ortho Connect ve primerli kullanılan Transbond XT grubundan anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p=0,002$ ve $p=0,022$). ARI skorlarına bakıldığında primerli ve primersiz kullanılan Transbond XT grupları ve Biofix grubu arasında anlamlı fark bulunamamış, bu gruplarda kopmanın genelde mine-adeziv arayüzünde meydana geldiği görülmüş ve bağlanma mukavemeti arttıkça diş üzerinde daha az kompozit kaldığı tespit edilmiştir. GC Ortho Connect grubunun ARI skorları ise diğer üç gruptan istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklı çıkmış, 4 ve 5 skor varlığının daha az olduğu, kopma mukavemetleri ile ARI skorları arasında bir korelasyon bulunmadığı tespit edilmiş ve kopmanın genelde adezivin kendi yapısı içerisinde meydana geldiği görülmüştür.

Bu çalışmanın diğer laboratuvar çalışmalarıyla karşılaştırılması, test koşullarını etkileyen faktör sayısının fazlalığı, kullanılan gereç ve yöntemlerdeki çeşitlilik sebepleriyle oldukça güç olmuştur. *In vitro* çalışmalardan elde edilen sonuçlar, laboratuvar koşullarının klinik koşullardan farklı olması sebebiyle direkt olarak klinik pratiğe uyarlanamamaktadır. Araştırılan materyallerin klinik etkinliğini ortaya koymak için klinik çalışmaların yapılması gerekmektedir. Ancak ağız içindeki koşullarda elde edilecek mukavemet değerleri laboratuvar koşulları ile aynı olmasa bile, laboratuvarda daha yüksek mukavemet değerleri gösteren kompozitlerin, düşük mukavemet gösteren kompozitlere göre yine daha yüksek mukavemet göstereceği ve bu kompozitlerle daha düşük sıklıkta braket kopma insidansı ile karşılaşılacağı düşünülebilir.

8. SONUÇLAR

Çalışmamız kapsamında, primer kullanılan ve kullanılmayan ortodontik braket yapıştırma kompozitlerinin mineye bağlanma mukavemetleri termal siklüs yapıldıktan sonra ölçülmüş ve kopma bölgeleri değerlendirilmiştir. Çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Ortodontik braketlerin, primer ile Transbond XT kompozit, primersiz Transbond XT kompozit, primersiz GC Ortho Connect kompozit ve primersiz Biofix kompozit kullanılarak diş yüzeylerine yapıştırılmasıyla elde edilen mukavemet değerleri klinik kullanım açısından yeterlidir.
2. GC Ortho Connect kompozitin bağlanma mukavemeti, primer ile uygulanan Transbond XT kompozit ile benzerdir.
3. Biofix kompozitin mukavemeti, GC Ortho Connect kompozit ve primer ile uygulanan Transbond XT kompozitten daha düşüktür.
4. Transbond XT kompozitin primerle ve primersiz kullanımı arasında, mukavemet değerleri ve kopmanın gerçekleştiği bölge bakımından anlamlı bir fark bulunmamaktadır.
5. Ortodontik braket yapıştırma kompozitleri kullanılırken, pürüzlendirilmiş diş yüzeyine primer uygulama basamağı atlandığında da yeterli mukavemet elde edilebilmektedir. Diğer yandan, primer kullanımı braketlerin söküldüğü aşamada minede meydana gelebilecek kırılmalara karşı koruyucu olabilir.

9. KAYNAKLAR

1. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. Contemporary Orthodontic Appliances. Contemporary Orthodontics. 5th Edition. St. Louis, Missouri: Mosby; 345–89, 2012.
2. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34(6):849–53.
3. Rossouw PE. A Historical Overview of the Development of the Acid-Etch Bonding System in Orthodontics. *Semin Orthod.* 2010;16(1):2–23.
4. Millett D, Mandall N, Hickman J, Mattick R, Glenny AM. Adhesives for fixed orthodontic bands. *Angle Orthod.* 2009;79(1):193–9.
5. Ryu C, Namura Y, Tsuruoka T, Hama T, Kaji K, Shimizu N. The use of easily debondable orthodontic adhesives with ceramic brackets. *Dent Mater J.* 2011;30(5):642–7.
6. Reynolds IR. A Review of Direct Orthodontic Bonding. *Br J Orthod.* 1975;2(3):171–8.
7. Littlewood SJ, Mitchell L, Greenwood DC, Bubb NL, Wood DJ. Investigation of a Hydrophilic Primer for Orthodontic Bonding: an in vitro study. *J Orthod.* 2000;27(2):181–6.
8. Jörgensen KD, Shimokobe H. Adaptation of resinous restorative materials to acid etched enamel surfaces. *Scand J Dent Res.* 1975;83(1):31–6.
9. Bazargani F, Magnuson A, Löthgren H, Kowalczyk A. Orthodontic bonding with and without primer: A randomized controlled trial. *Eur J Orthod.* 2016;38(5):503–7.
10. Ryou DB, Park HS, Kim KH, Kwon TY. Use of flowable composites for orthodontic bracket bonding. *Angle Orthod.* 2008;78(6):1105–9.
11. Jacobsen N, Aasenden R, Henste-Pettersen A. Occupational health complaints and adverse patient reactions as perceived by personnel in public dentistry. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1991;19(3):155–9.
12. Munksgaard EC, Hansen EK, Engen T, Holm U. Self-reported occupational dermatological reactions among Danish dentists. *Eur J Oral Sci.* 1996;104(4):396–402.
13. Jacobsen N, Hensten-Pettersen A. Occupational health problems and adverse patient reactions in orthodontics. *Eur J Orthod.* 1989;11:254–64.
14. Jacobsen N, Hensten-Pettersen A. Changes in occupational health problems and adverse patient reactions in orthodontics from 1987 to 2000. *Eur J Orthod.* 2003;25(6):591–8.
15. Wallenhammar LM, Örtengren U, Andreasson H, Barregård L, Björkner B, Karlsson S, Wransjö K, Meding B. Contact allergy and hand eczema in Swedish dentists. *Contact Dermatitis.* 2000;43(4):192–9.

16. Legler LR, Retief DH, Bradley EL, Denys FR, Sadowsky PL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on the shear bond strength of an orthodontic bonding resin to enamel, An in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1989;96(6):485–92.
17. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SHY. Variability in Microleakage Observed in a Total-etch Wet-bonding Technique under Different Handling Conditions. *J Dent Res.* 1995;74(5):1168–78.
18. Pahlavan A, Dennison JB, Charbeneau GT. Penetration of restorative resins into acid-etched human enamel. *J Am Dent Assoc.* 1976;93(6):1170–6.
19. Asmussen E. Penetration of restorative resins into acid etched enamel. II: Dissolution of entrapped air in restorative resin monomers. *Acta Odontol Scand.* 1977;35(4):183–9.
20. Low T, Lee KW, von Fraunhofer JA. The adaptation of composite materials to etched enamel surfaces. *J Oral Rehabil.* 1978;5(4):349–55.
21. Raadal M. Bond strength of composites applied to acid-etched enamel. *Scand J Dent Res.* 1978;86(3):157–62.
22. Diedrich P. Enamel alterations from bracket bonding and debonding: A study with the scanning electron microscope. *Am J Orthod.* 1981;79(5):500–22.
23. Uysal T, Sari Z, Demir A. Are the Flowable Composites Suitable for Orthodontic Bracket Bonding? *Angle Orthod.* 2004;74(5):697–702.
24. Tecco S, Traini T, Caputi S, Festa F, De Luca V, D’Attilio M. A new one-step dental flowable composite for orthodontic use: An in vitro bond strength study. *Angle Orthod.* 2005;75(4):672–7.
25. Albaladejo A, Montero J, Gomez De Diego R, Lopez-Valverde A. Effect of adhesive application prior to bracket bonding with flowable composites. *Angle Orthod.* 2011;81(4):716–20.
26. Scribante A, Sfondrini MF, Fraticelli D, Daina P, Tamagnone A, Gandini P. The influence of no-primer adhesives and anchor pylons bracket bases on shear bond strength of orthodontic brackets. *Biomed Res Int.* 2013;2013:1–6.
27. dos Santos Oliveira BL, Costa AR, Correr AB, Crepaldi M V., Correr-Sobrinho L, Bento dos Santos JB. Influence of adhesive and bonding material on the bond strength of bracket to bovine tooth. *Brazilian J Oral Sci.* 2017;16(3):1–7.
28. Bishara SE, Ortho D, Ajlouni R, Laffoon JF. Effect of thermocycling on the shear bond strength of a cyanoacrylate orthodontic adhesive. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;123(1):21–4.
29. Elekdag-Turk S, Turk T, Isci D, Ozkalayci N. Thermocycling effects on shear bond strength of a self-etching primer. *Angle Orthod.* 2008;78(2):351–6.
30. Yuasa T, Iijima M, Ito S, Muguruma T, Saito T, Mizoguchi I. Effects of long-term storage and thermocycling on bond strength of two self-etching primer adhesive systems. *Eur J Orthod.* 2010;32(3):285–90.

31. Sunna S, Rock WP. An Ex Vivo Investigation into the Bond Strength of Orthodontic Brackets and Adhesive Systems. *Br Orthod Soc.* 1999;26(1):47–50.
32. Rix D, Foley TF, Mamandras A. Comparison of bond strength of three adhesives: Composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;119(1):36–42.
33. Faltermeier A, Rosentritt M, Faltermeier R, Reicheneder C, Müßig D. Influence of filler level on the bond strength of orthodontic adhesives. *Angle Orthod.* 2007;77(3):494–8.
34. Guzman UA, Jerrold L, Vig PS, Abdelkarim A. Comparison of shear bond strength and adhesive remnant index between precoated and conventionally bonded orthodontic brackets. *Prog Orthod.* 2013;14(39).
35. Sharma S, Tandon P, Nagar A, Singh GP, Singh A, Chugh VK. A comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with four different orthodontic adhesives. *J Orthod Sci.* 2014;3(2):29–33.
36. Oz AA, Oz AZ, Arici S. In-vitro bond strengths and clinical failure rates of metal brackets bonded with different light-emitting diode units and curing times. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2016;149(2):212–6.
37. Mahmoud E, Pacurar M, Bechir ES, Maris M, Olteanu C, Dascalu IT, Moldovan M. Comparison of Shear Bond Strength and Adhesive Remnant Index of Brackets Bonded with Two Types of Orthodontic Adhesives. *Mater Plast.* 2017;54(1):141–3.
38. Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman AI. Effect of self-etching primers on bond strength - Are they reliable? *Angle Orthod.* 2003;73(1):64–70.
39. Summers A, Kao E, Gilmore J, Gunel E, Ngan P. Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin- modified glass ionomer adhesive: An in vitro and in vivo study. *Am J Orthod.* 2004;126(2):200–6.
40. Main C, Thomson JL, Cummings A, Field D, Stephen KW, Gillespie FC. Surface treatment studies aimed at streamlining fissure sealant application. *J Oral Rehabil.* 1983;10(4):307–17.
41. Barry GRP. A Clinical Investigation of the Effects of Omission of Pumice Prophylaxis on Band and Bond Failure. *Br J Orthod.* 1995;22(3):245–8.
42. Lindauer SJ, Browning H, Shroff B, Marshall F, Anderson RHB, Moon PC. Effect of pumice prophylaxis on the bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;111(6):599–605.
43. Ireland AJ, Sheriff M. The effect of pumicing on the in vivo use of a resin modified glass poly(alkenoate) cement and a conventional no-mix composite for bonding orthodontic brackets. *J Orthod.* 2002;29(3):217–20.
44. Zachrisson BU, Büyükyilmaz T. Bonding in Orthodontics. *Orthodontics Current Principles and Techniques* (Ed: Graber L, Vanarsdall R, Vig K). 5th Edition. St. Louis, MO, Mosby. 727–84, 2011.

45. Bowen RL. Use Of Epoxy Resins In Restorative Materials. *J Dent Res.* 1956;35(3):360–9.
46. Buonocore M, Wileman W, Brudevold F. A Report on a Resin Composition Capable of Bonding to Human Dentin Surfaces. *J Dent Res.* 1956;35(6):846–51.
47. Buonocore MG. Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials. *J Am Dent Assoc.* 1963;67(3):382–91.
48. Newman G V. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: Progress report. *Am J Orthod.* 1965;51(12):901–12.
49. Retief DH, Dreyer CJ, Gavron G. The direct bonding of orthodontic attachments to teeth by means of an epoxy resin adhesive. *Am J Orthod.* 1970;58(1):21–40.
50. Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration of Resin Dental Materials into Enamel Surfaces with References to Bonding. *Arch Oral Biol.* 1968;13(1):61–70.
51. Brännström M, Malmgren O, Nordenvall KJ. Etching of young permanent teeth with an acid gel. *Am J Orthod.* 1982;82(5):379–83.
52. Øgaard B, Fjeld M. The Enamel Surface and Bonding in Orthodontics. *Semin Orthod.* 2010;16(1):37–48.
53. Legler LR, Retief DH, Bradley EL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch : An in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;98(2):154–60.
54. Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. Variation in the Pattern of Acid Etching of Human Dental Enamel Examined by Scanning Electron Microscopy. *Caries Res.* 1975;9(5):373–87.
55. McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials.* 9th Edition. Blackwell Publishing, Oxford, UK, 195-244, 2008.
56. Bowen RL. Dental Filling Material Comprising Vinyl Silane Treated Fused Silica and a Binder Consisting of the Reaction Product of Bis Phenol And Glycidyl Acrylate. United States Patent Office. 3,066,112, 1962.
57. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963;66(1):57–64.
58. Buonocore M. Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention , with use of ultraviolet light. *J Am Dent Assoc.* 1970;80(2):324–8.
59. Buonocore MG. Caries prevention in pits and fissures sealed with an adhesive resin polymerized by ultraviolet light: a two-year study of a single adhesive application. *J Am Dent Assoc.* 1971;82(5):1090–3.
60. Silverman E, Cohen M, Gianelly AA, Dietz VS. A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. *Am J Orthod.* 1972;62(3):236–44.
61. Wang WN, Tarng TH. Evaluation of the sealant in orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991;100(3):209–11.

62. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007;28(26):3757–85.
63. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesives and Cements to Promote Preservation Dentistry. *Oper Dent*. 2001;Suppl 6:119–44.
64. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003;28(3):215–35.
65. Read MJF. The Bonding of Orthodontic Attachments Using a Visible Light Cured Adhesive. *Br J Orthod*. 1984;11(1):16–20.
66. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. 2002;23(8):1819–29.
67. Anseth KS, Newman SM, Bowman CN. Polymeric Dental Composites: Properties and Reaction Behavior of Multimethacrylate Dental Restorations. *Biopolymers II. Advances in Polymer Science* (Ed: Peppas NA, Langer RS), Springer, Berlin, Heidelberg. 1995;122:177–217.
68. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*. 1997;105(2):97–116.
69. Odian G. Radical Chain Polymerization. *Principles of Polymerization*. 4th Edition. New York, John Wiley & Sons, Inc. 198–349, 2004.
70. Ledwith A. Photoinitiation of Polymerisation. *Pure Appl Chem*. 1977;49(4):431–41.
71. Neumann MG, Miranda WG, Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent*. 2005;33(6):525–32.
72. Stansbury JW. Curing Dental Resins and Composites by Photopolymerization. *J Esthet Restor Dent*. 2000;12(6):300–8.
73. Janda R, Roulet J-F, Kaminsky M, Steffin G, Latta M. Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. *Eur J Oral Sci*. 2004;112(3):280–5.
74. Park YJ, Chae KH, Rawls HR. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater*. 1999;15(2):120–7.
75. Sideridou ID, Achilias DS, Karava O. 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*. 2006;39(6):2072–80.

76. Hirabayashi C, Imai Y. Studies on MMA-TBB Resin I. Comparison of TBB and Other Initiators in the Polymerization of PMMA/MMA Resin. *Dent Mater J*. 2002;21(4):314–21.
77. Abate PF, Rodriguez VI, Macchi RL. Evaporation of solvent in one-bottle adhesives. *J Dent*. 2000;28(6):437–40.
78. Ikeda T, De Munck J, Shirai K, Hikita K, Inoue S, Sano H, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Effect of evaporation of primer components on ultimate tensile strengths of primer-adhesive mixture. *Dent Mater*. 2005;21(11):1051–8.
79. Miyazaki M, Platt JA, Onose H, Moore BK. Influence of Dentin Primer Application Methods on Dentin Bond Strength. *Oper Dent*. 1996;21:167–72.
80. Kanerva L, Lahtinen A, Toikkanen J, Forss H, Estlander T, Susitaival P, Jolanki R. Increase in occupational skin diseases of dental personnel. *Contact Dermatitis*. 1999;40(2):104–8.
81. Jacobsen N, Hensten-Pettersen A. Occupational health problems and adverse patient reactions in periodontics. *J Clin Periodontol*. 1989;16(7):428–33.
82. Jacobsen N, Derand T, Hensten-Pettersen A. Profile of work-related health complaints among Swedish dental laboratory technicians. *Community Dent Oral Epidemiol*. 1996;24(2):138–44.
83. Jacobsen N, Hensten-Pettersen A. Occupational health problems among dental hygienists. *Community Dent Oral Epidemiol*. 1995;23(3):177–81.
84. Lindberg M, Silverdahl M. The use of protective gloves and the prevalence of hand eczema, skin complaints and allergy to natural rubber latex among dental personnel in the county of Uppsala, Sweden. *Contact Dermatitis*. 2000;43(1):4–8.
85. Wrangsjö K, Swartling C, Meding B. Occupational dermatitis in dental personnel: contact dermatitis with special reference to (meth)acrylates in 174 patients. *Contact Dermatitis*. 2001;45(3):158–63.
86. Kiec-Swierczynska M, Krecisz B. Allergic Contact Dermatitis in Dentists and Dental Nurses. *Exog Dermatology*. 2002;1(1):27–31.
87. Pegum JS, Medhurst FA. Contact Dermatitis from Penetration of Rubber Gloves by Acrylic Monomer. *Br Med J*. 1971;2:141–3.
88. Munksgaard EC. Permeability of protective gloves to (di)methacrylates in resinous dental materials. *Scand J Dent Res*. 1992;100:189–92.
89. Andersson T, Bruze M, Björkner B. In vivo testing of the protection of gloves against acrylates in dentin-bonding systems on patients with known contact allergy to acrylates. *Contact Dermatitis*. 1999;41(5):254–9.
90. Munksgaard EC. Permeability of protective gloves by HEMA and TEGDMA in the presence of solvents. *Acta Odontol Scand*. 2000;58(2):57–62.
91. Kanerva L, Estlander T, Jolanki R. Allergic contact dermatitis from dental composite resins due to aromatic epoxy acrylates and aliphatic acrylates. *Contact*

- Dermatitis. 1989;20(3):201–11.
92. Keim RG, Gottlieb EL, Nelson AH, Vogels DS. 2008 JCO Study of Orthodontic Diagnosis and Treatment Procedures Part 1 Results and Trends. *J Clin Orthod.* 2008;42(11):625–40.
 93. Ferracane JL. Resin composite—State of the art. *Dent Mater.* 2011;27(1):29–38.
 94. Ruyter IE, Sjøvik IJ. Composition of dental resin and composite materials. *Acta Odontol Scand.* 1981;39(3):133–46.
 95. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006;11(2):E215-20.
 96. Nandhra SS, Littlewood SJ, Houghton N, Luther F, Prabhu J, Munyombwe T, Wood S. Do we need primer for orthodontic bonding? A randomized controlled trial. *Eur J Orthod.* 2015;37(2):147–55.
 97. Buonocore MG. Adhesives in the prevention of caries. *J Am Dent Assoc.* 1973;87(5):1000–5.
 98. Ortiz RF, Phillips RW, Swartz ML, Osborne JW. Effect of composite resin bond agent on microleakage and bond strength. *J Prosthet Dent.* 1979;41(1):51–7.
 99. Retief DH, Woods E. Is a low viscosity bonding resin necessary? *J Oral Rehabil.* 1981;8(3):255–66.
 100. O'Brien KD, Watts DC, Read MJF. Light cured direct bonding-is it necessary to use a primer? *Eur J Orthod.* 1991;13(1):22–6.
 101. Tang ATH, Björkman L, Isaksson L, Lindbäck KF, Andlin-Sobocki A, Ekstrand J. Retrospective study of orthodontic bonding without liquid resin. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2000;118(3):300–6.
 102. Tang ATH, Björkman L, Adamczak E, Andlin-Sobocki A, Ekstrand J. In vitro shear bond strength of orthodontic bondings without liquid resin. *Acta Odontol Scand.* 2000;58(1):44–8.
 103. Romano FL, Correr AB, Sobrinho LC, de Araujo Magnani MBB, de Siqueira VCV. Shear bond strength of metallic brackets bonded with a new orthodontic composite. *Brazilian J Oral Sci.* 2009;8(2):76–80.
 104. Invernici SDM, Maruo IT, Camargo ES, Hirata TM, Maruo H, Filho OG, Tanaka O. Influence of Ortho Primer Morelli adhesion booster on orthodontic brackets shear bond strength. *Dental Press J Orthod.* 2012;17(3):31–9.
 105. Bazargani F, Jacobson S, Lennartsson B. A comparative evaluation of lingual retainer failure bonded with or without liquid resin: A randomized clinical study with 2-year follow-up. *Angle Orthod.* 2012;82(1):84–7.
 106. Pillai AR, Gangadharan A, Kumar S, Gangadharan J. Comparison in Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets between Biofix and Conventional Bonding Systems: An in vitro Study. *J Indian Orthod Soc.* 2014;48(4):461–5.

107. Altmann ASP, Degrazia FW, Celeste RK, Leitune VCB, Samuel SMW, Collares FM. Orthodontic bracket bonding without previous adhesive priming: A meta-regression analysis. *Angle Orthod.* 2016;86(3):391–8.
108. Morresi AL, D’Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D’Arcangelo C, Monaco A. Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;29:295–308.
109. Wendt J. SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater.* 1992;8(3):181–4.
110. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89–99.
111. Arıcı S, Arıcı N. Effects of Thermocycling on the Bond Strength of a Resin-Modified Glass Ionomer Cement: An In Vitro Comparative Study. *Angle Orthod.* 2003;73(6):692–6.
112. Bishara SE, Ostby AW, Laffoon JF, Warren J. Shear Bond Strength Comparison of Two Adhesive Systems Following Thermocycling A New Self-Etch Primer and a Resin-Modified Glass Ionomer. *Angle Orthod.* 2007;77(2):337–41.
113. International Organization for Standardization. ISO/TS 11405. Dental materials — Testing of adhesion to tooth structure. 2003. 1–16.
114. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *J Dent Res.* 2005;84(2):118–32.
115. Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Assessment of In Vitro Methods Used to Promote Adhesive Interface Degradation: A Critical Review. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19(6):340–54.
116. Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM. The effect of clinically relevant thermocycling on the flexural properties of endodontic post materials. *Dent Mater.* 2010;38(5):437–42.
117. Klockowski R, Davis EL, Joynt RB, Wieczkowski G, MacDonald A. Bond Strength and Durability of Glass Ionomer Cements Used As Bonding Agents in the Placement of Orthodontic Brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1989;96(1):60–4.
118. Daub J, Berzins DW, Linn BJ, Bradley TG. Bond Strength of Direct and Indirect Bonded Brackets After Thermocycling. *Angle Orthod.* 2006;76(2):295–300.
119. Katona TR. A comparison of the stresses developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;112(3):244–51.
120. Tavas MA, Watts DC. Bonding of Orthodontic Brackets by Transillumination of a Light Activated Composite: an In Vitro Study. *Br J Orthod.* 1979;6(4):207–8.
121. Mojtahedzadeh F, Akhoundi MSA, Noroozi H. Comparison of wire loop and

- shear blade as the 2 most common methods for testing orthodontic shear bond strength. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006;130(3):385–7.
122. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent.* 1989;17(2):61–7.
 123. Rueggeberg FA. Substrate for adhesion testing to tooth structure - review of the literature. *Dent Mater.* 1991;7(1):2–10.
 124. Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod.* 1984;85(4):333–40.
 125. Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: An in vitro study. Part I. Background and methods. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;98(2):145–53.
 126. De Saeytjdt C, Carels CEL, Lesaffre E. An evaluation of a light-curing composite for bracket placement. *Eur J Orthod.* 1994;16(6):541–5.
 127. Gomes P, Portugal J, Jardim L. Effect of high-powered LED-curing exposure time on orthodontic bracket shear bond strength. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac.* 2014;55(2):78–82.
 128. Hellak A, Rusdea P, Schauseil M, Stein S, Korbmacher-Steiner HM. Enamel shear bond strength of two orthodontic self-etching bonding systems compared to Transbond™ XT. *J Orofac Orthop.* 2016;77(6):391–9.
 129. Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1999;116(6):616–20.
 130. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Klersy C, Sfondrini G. Polymerization with a micro-xenon light of a resin-modified glass ionomer: a shear bond strength study 15 minutes after bonding. *Eur J Orthod.* 2002;24(6):689–97.
 131. Ostby AW, Bishara SE, Denehy GE, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of self-etchant pH on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008;134(2):203–8.
 132. Goracci C, Margvelashvili M, Giovannetti A, Vichi A, Ferrari M. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a new self-adhering flowable resin composite. *Clin Oral Invest.* 2013;17(2):609–17.
 133. Mirzakouchaki B, Shirazi S, Sharghi R, Shirazi S, Moghimi M, Shahrabaf S. Shear bond strength and debonding characteristics of metal and ceramic brackets bonded with conventional acid-etch and self-etch primer systems: An in-vivo study. *J Clin Exp Dent.* 2016;8(1):e38-43.
 134. Cehreli SB, Polat-Ozsoy O, Sar C, Cubukcu HE, Cehreli ZC. A comparative study of qualitative and quantitative methods for the assessment of adhesive remnant after bracket debonding. *Eur J Orthod.* 2012;34(2):188–92.
 135. Matasa CG. Adhesion and its ten commandments. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1989;95(4):355–6.

136. Fox NA, McCabe JF, Buckley JG. A Critique of Bond Strength Testing in Orthodontics. *Br J Orthod.* 1994;21(1):33–43.
137. Retief DH. Failure at the dental adhesive-etched enamel interface. *J Oral Rehabil.* 1974;1(3):265–84.
138. Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR. Evaluation of Scotchbond multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;111(5):498–501.
139. Naini FB, Gill DS. Tooth Fracture Associated with Debonding a Metal Orthodontic Bracket: A Case Report. *World J Orthod.* 2008;9(3):e32-36.
140. 3M Unitek Transbond XT Primer (712-034). Safety Data Sheet, 3M, ABD. 2017;11-9309–3.
141. 3M Unitek Transbond XT Light Cure Adhesive (712-031, 712-036, 712-066). Safety Data Sheet, 3M, ABD. 2017;7-6174–2.
142. GC Ortho Connect Safety Data Sheet. GC Orthod Eur GmbH. 2015;90-1100–00.
143. BIOFIX Light Cured Brackets Fixing Adhesive, Kullanım Kılavuzu. Biodinamica, Brazil. 2011;1029855005.
144. Dastjerdi EV, Khaloo N, Mojahedi SM, Azarsina M. Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets to Tooth Enamel After Treatment With Different Tooth Bleaching Methods. *Iran Red Crescent Med J.* 2015;17(11):e20618.
145. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. *Dent Mater.* 2005;21(2):139–44.
146. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing. *Dent Mater.* 2005;21(5):391–6.
147. Turk T, Elekdag-Turk S, Isci D, Cakmak F, Ozkalayci N. Shear Bond Strength of a Self-etching Primer after 10,000 and 20,000 Thermal Cycles. *J Adhes Dent.* 2010;12(2):117–22.
148. Bishara SE, Khowassah MA, Oesterle LJ. Effect of Humidity and Temperature Changes on Orthodontic Direct-Bonding Adhesive Systems. *J Dent Res.* 1975;54(4):751–8.
149. Sokucu O, Siso SH, Ozturk F, Nalcaci R. Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Cured with Different Light Sources under Thermocycling. *Eur J Dent.* 2010;4(3):257–62.
150. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine Teeth as Possible Substitutes in the Adhesion Test. *J Dent Res.* 1983;62(10):1076–81.
151. Sfondrini MF, Scribante A, Cacciafesta V, Gandini P. Shear bond strength of deciduous and permanent bovine enamel. *J Adhes Dent.* 2011;13(3):227–30.
152. Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK. The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1998;114(5):514–9.

153. Ferguson JW, Read MJF, Watts DC. Bond strengths of an integral bracket-base combination: an in vitro study. *Eur J Orthod.* 1984;6(4):267–76.
154. Wang WN, Li CH, Chou TH, Wang DDH, Lin LH, Lin CT. Bond strength of various bracket base designs. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004;125(1):65–70.
155. Knox J, Hubsch P, Jones ML, Middleton J. The Influence of Bracket Base Design on the Strength of the Bracket–Cement Interface. *J Orthod.* 2000;27(3):249–54.
156. Matasa CG. Direct bonding metallic brackets: Where are they heading? *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1992;102(6):552–60.
157. Dickinson PT, Powers JM. Evaluation of fourteen direct-bonding orthodontic bases. *Am J Orthod.* 1980;78(6):630–9.
158. Vicente A, Mena A, Ortiz AJ, Bravo LA. Water and saliva contamination effect on shear bond strength of brackets bonded with a moisture-tolerant light cure system. *Angle Orthod.* 2009;79(1):127–32.
159. Viwattanatipa N, Jermwiwatkul W, Chintavalakorn R, Nanthavanich N. The effect of different surface preparation techniques on the survival probabilities of orthodontic brackets bonded to nanofill composite resin. *J Orthod.* 2010;37(3):162–73.
160. Eliades T, Viazis AD, Eliades G. Bonding of ceramic brackets to enamel: Morphologic and structural considerations. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991;99(4):369–75.
161. Jaffer S, Oesterle LJ, Newman SM. Storage media effect on bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;136(1):83–6.
162. Gittner R, Müller-Hartwich R, Jost-Brinkmann PG. Influence of Various Storage Media on Shear Bond Strength and Enamel Fracture When Debonding Ceramic Brackets: An In Vitro Study. *Semin Orthod.* 2010;16(1):49–54.
163. Pus MD, Way DC. Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *Am J Orthod.* 1980;77(3):269–83.
164. Shinchi MJ, Soma K, Nakabayashi N. The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photo-cured resin to acid-etched enamel. *Dent Mater.* 2000;16(5):324–9.
165. Sheen DH, Wang WN, Tarng TH. Bond strength of younger and older permanent teeth with various etching times. *Angle Orthod.* 1993;63(3):225–30.
166. Bin Abdullah MS, Rock WP. The Effect of Etch Time and Debond Interval upon the Shear Bond Strength of Metallic Orthodontic Brackets. *Br J Orthod.* 1996;23(2):121–4.
167. Wang WN, Lu TC. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991;100(1):72–9.

168. Olsen ME, Bishara SE, Boyer DB, Jakobsen JR. Effect of varying etching times on the bond strength of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1996;109(4):403–9.
169. Wiggins KM, Hartung M, Althoff O, Wastian C, Mitra SB. Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. *J Am Dent Assoc.* 2004;135(10):1471–9.
170. Evans LJ, Peters C, Flickinger C, Taloumis L, Dunn W. A comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets using various light sources, light guides, and cure times. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2002;121(5):510–5.
171. Usumez S, Buyukyilmaz T, Karaman AI. Effect of Light-Emitting Diode on Bond Strength of Orthodontic Brackets. *Angle Orthod.* 2004;74(2):259–63.
172. Silta YT, Dunn WJ, Peters CB. Effect of shorter polymerization times when using the latest generation of light-emitting diodes. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2005;128(6):744–8.
173. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Boehme A, Jost-Brinkmann PG. Effect of Light-tip Distance on the Shear Bond Strengths of Composite Resin. *Angle Orthod.* 2005;75(3):386–91.
174. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Boehme A, Jost-Brinkmann PG. Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of resin-modified glass ionomer cured with high-intensity halogen, light-emitting diode, and plasma arc lights. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006;129(4):541–6.
175. Gronberg K, Rossouw PE, Miller BH, Buschang P. Distance and Time Effect on Shear Bond Strength of Brackets Cured with a Second-generation Light-emitting Diode Unit. *Angle Orthod.* 2006;76(4):682–8.
176. Finnema KJ, Ozcan M, Post WJ, Ren Y, Dijkstra PU. In-vitro orthodontic bond strength testing: A systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010;137(5):615–22.
177. Nagel NJ. A Materials Evaluation of Ten Direct Bonding Systems Utilizing Polycarbonate Evaluation Brackets of. *Am J Orthod.* 1975;67(4):460–1.
178. Reynolds IR, von Fraunhofer JA. Direct Bonding of Orthodontic Brackets—a comparative study of adhesives. *Br J Orthod.* 1976;3(3):143–6.
179. Tavas MA, Watts DC. A Visible Light-activated Direct Bonding Material: An In Vitro Comparative Study. *Br J Orthod.* 1984;11(1):33–7.
180. Boehm RF. Thermal Environment of Teeth During Open-Mouth Respiration. *J Dent Res.* 1972;51(1):75–8.
181. Barclay CW, Spence D, Laird WRE. Intra-oral temperatures during function. *J Oral Rehabil.* 2005;32(12):886–94.
182. Peterson EA, Philips RW, Swartz ML. A comparison of the physical properties of four restorative resins. *J Am Dent Assoc.* 1966;73(6):1324–36.

183. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* 1992;67(3):325–7.
184. Moore RJ, Watts JTF, Hood JAA, Burritt DJ. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *Eur J Orthod.* 1999;21(3):249–61.
185. Ernst CP, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig.* 2004;8(3):130–8.
186. Fallahzadeh F, Tayebi A, Ahmadi S, Khosroshahian S. The effect of light curing and self-etching primer after saliva contamination on shear bond strength of orthodontic brackets: An in vitro experimental study. *Orthod Waves.* 2017;76(1):26–30.
187. Grubisa HSI, Heo G, Raboud D, Glover KE, Major PW. An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-etching primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004;126(2):213–9.
188. Faltermeier A, Behr M, Müssig D. A comparative evaluation of bracket bonding with 1-, 2-, and 3-component adhesive systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007;132(2):144.e1-144.e5.
189. Bishara SE, Olsen ME, Damon P, Jakobsen JR. Evaluation of a new light-cured orthodontic bonding adhesive. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1998;114(1):80–7.
190. Scougall Vilchis RJ, Yamamoto S, Kitai N, Hotta M. Shear Bond Strength of a New Fluoride-releasing Orthodontic Adhesive. *Dent Mater J.* 2007;26(1):45–51.
191. Yap AUJ, Wee KEC. Effects of Cyclic Temperature Changes on Water Sorption and Solubility of Composite Restoratives. *Oper Dent.* 2002;27(2):147–53.
192. Katona TR, Long RW. Effect of loading mode on bond strength of orthodontic brackets bonded with 2 systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006;129(1):60–4.
193. Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ. Effect of Changing a Test Parameter on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. *Angle Orthod.* 2005;75(5):832–5.
194. Eliades T, Brantley WA. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *Eur J Orthod.* 2000;22(1):13–23.
195. Eliades T, Katsavrias E, Zinelis S, Eliades G. Effect of Loading Rate on Bond Strength. *J Orofac Orthop / Fortschritte der Kieferorthopadie.* 2004;65(4):336–42.
196. Montasser MA, Drummond JL. Reliability of the adhesive remnant index score system with different magnifications. *Angle Orthod.* 2009;79(4):773–6.
197. Lalani N, Foley TF, Voth R, Banting D, Mamandras A. Polymerization with the Argon Laser: Curing Time and Shear Bond Strength. *Angle Orthod.* 2000;70(1):28–33.

198. Keçik D, Çehreli SB, Şar Ç, Ünver B. Effect of acidulated phosphate fluoride and casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate application on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2008;78(1):129–33.
199. Kitayama S, Nikaido T, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J. Enamel bonding of self-etch and phosphoric acid-etch orthodontic adhesive systems. *Dent Mater J.* 2007;26(1):135–43.
200. Çehreli SB, Şar Ç, Polat-Özsoy Ö, Ünver B, Özsoy S. Effects of a fluoride-containing casein phosphopeptide– amorphous calcium phosphate complex on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Eur J Orthod.* 2012;34(2):193–7.
201. Evans LB, Powers JM. Factors affecting in vitro bond strength of no-mix orthodontic cements. *Am J Orthod.* 1985;87(6):508–12.
202. Brosh T, Strouthou S, Sarne O. Effects of buccal versus lingual surfaces, enamel conditioning procedures and storage duration on brackets debonding characteristics. *J Dent.* 2005;33(2):99–105.
203. Wang WN, Tarng TH, Chen YY. Comparison of bond strength between lingual and buccal surfaces on young promolars. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1993;104(3):251–3.
204. Murray SD, Hobson RS. Comparison of in vivo and in vitro shear bond strength. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;123(1):2–9.
205. Sunna S, Rock WP. Clinical Performance of Orthodontic Brackets and Adhesive Systems: A Randomized Clinical Trial. *Br J Orthod.* 1998;25(4):283–7.
206. Bowen RL, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J Am Dent Assoc.* 1962;64(3):378–87.
207. Zachrisson BU, Skogan Ö, Höymyhr S. Enamel cracks in debonded, debanded, and orthodontically untreated teeth. *Am J Orthod.* 1980;77(3):307–19.
208. Clark DJ, Sheets CG, Paquette JM. Definitive diagnosis of early enamel and dentin cracks based on microscopic evaluation. *J Esthet Restor Dent.* 2003;15(7):391–401.
209. Valente RM, De Rijk WG, Drummond JL, Evans CA. Etching conditions for resin-modified glass ionomer cement for orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2002;121(5):516–20.

10. ETİK KURUL ONAYI

Etik Kurul Bilgileri	Adı	Kocaeli Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu		
	Adres	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Ara Kat 41380 Umuttepe Yerleşkesi /KOCAELİ		
	Telefon	0262 303 74 50		
	Faks	0262 303 74 63		
	E-Posta	gokaetikkurul@kocaeli.edu.tr		

Başvuru Bilgileri	Araştırmanın Adı	Primer Kullanılan ve Kullanılmayan Farklı Kompozit materyalleri ile Yapıştırılan Ortodontik Braketlerin Dayanımlarının In Vitro Olarak İncelenmesi			
	Araştırma Proje Numarası	KÜ GOKAEK 2017/329			
	Sorumlu Araştırmacı Unvanı/Adı/Soyadı	Doç. Dr. Ayşe Burcu ALTAN			
	Sorumlu Araştırmacının Uzmanlık Alanı	Ortodonti			
	Araştırma Merkezi	Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD			
	Destekleyici				
	Araştırmanın Türü	Uzmanlık Tezi			
	Araştırmaya Katılan Merkezler	Tek Merkezli <input checked="" type="checkbox"/>	Çok Merkezli <input type="checkbox"/>	Ulusal <input checked="" type="checkbox"/>	Uluslararası <input type="checkbox"/>

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Var	Yok	Açıklama
		Başvuru Dilekçesi	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Başvuru Formu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Araştırmanın Türü	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Koleksiyon Materyalle Yapılacak Araştırma
	Araştırma Protokolü	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Kullanılacak Form Örnekleri	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Aydınlatılmış Onam Formu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Araştırma Bütçesi	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Literatür Örneği	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Taahhütname	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Biyolojik Materyal Transfer Anlaşması	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	İzin Belgeleri	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Başhekimlik Onayı	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Özgeçmişler	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Değişiklik Bilgi Formu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Proje Sonuç Formu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Diğer	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

KÜ Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Onay Formu	Belge Kodu Onay formu	Rev. Tarihi / No.Su: 18.10.2017/KOGOERK01.2	Sayfa 1/2
--	--------------------------	--	--------------

Karar No: KÜ GOKAEK 2017/15/24 Proje No: 2017/329 Tarih: 15/11/2017

Karar Bilgileri

Doç. Dr. Ayşe Burcu ALTAN sorumluluğunda yapılan ve yukarıda bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler, araştırmanın gerekçesi, amacı, yaklaşım ve yöntemleri, gönüllüler için beklenen yarar ve riskler dikkate alınarak değerlendirilmiş ve araştırmanın ilgili protokol doğrultusunda belirtilen merkezlerde yürütülmesi etik açıdan,

Uygun bulunmuştur.

Eksikliklerin tamamlanması koşulu ile uygun bulunmuştur.*

Uygun bulunmamıştır.*

Dayanakları

Hasta Hakları Yönetmeliği (01.08.1998/23420); Biyoloji ve Tıbbın Uygulanması Bakımından İnsan Hakları ve İnsan Haysiyetinin Korunması Sözleşmesi; İnsan Hakları ve Biyotıp Sözleşmesinin Uygun Bulunduğuna Dair Kanun (09.12.2003/25311); Biyotıp Araştırmalarına İlişkin İnsan Hakları ve Biyotıp Sözleşmesine Ek Protokolün Onaylanmasının Uygun Bulunduğuna Dair Kanun (29.03.2011/27899); İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik (13.04.2013/28617); Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Yönetmeliği (06.09.2014/29111); Dünya Tıp Birliği Helsinki Bildirgesi; İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu; Türk Tabipleri Birliği Hekimlik Meslek Etiği Kuralları; Türk Tabipleri Birliği Araştırma Etiği Bildirgesi

Etik Kurul Üyeleri

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile İlişki		Toplantıda Bulunma		İmza
Prof. Dr. Kadir Babaoğlu Başkan	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof. Dr. İ. Erdem Okay Üye	Genel Cerrahi	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Haluk Emre Özel Üye	Restoratif Diş Tedavisi	Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Özlem Yıldız Gündoğdu Üye	Çocuk ve Ergen Ruh Sağlığı ve Hastalıkları	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Canan Baydemir Üye	Biyostatistik	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Semil Selcen Göçmez Üye	Farmakoloji	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Yusufhan Yazır Üye	Histoloji ve Embriyoloji	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Aslıhan Akpınar Raporütör	Tıp Tarihi ve Etik	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Ceyla Eraldemir Üye	Biyokimya	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

* Gerekçe ve öneriler:

KÜ Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Onay Formu

Belge Kodu: Onay formu Rev. Tarihi / No.su: 18.10.2017/KOGOEK01.2 Sayfa: 2/2

11. ÖZGEÇMİŞ

20 Haziran 1990'da Londra/İngiltere'de doğdu. İlköğretimin ilk yıllarını Londra'da Park Walk Primary School ve Bousfield Primary School'da okuduktan sonra 1999 yılında ailesiyle birlikte Türkiye'ye dönüş yapmış ve ilköğretimin geri kalanıyla orta öğrenimini İstanbul'da Halil Vedat Fıratlı İlköğretim Okulu'nda tamamlamıştır. Liseyi Çapa Anadolu Öğretmen Lisesi'nde okumuş ve 2007 yılında mezun olmuştur. Dış hekimliği eğitimini 2007-2012 yılları arasında Marmara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi'nde aldıktan sonra 2013 yılının ağustos ayında Kocaeli Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başlamıştır. Uzmanlık eğitimi süresince Kocaeli Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi'nde klinik ve akademik faaliyetlerde bulunmuştur.

İyi seviyede İngilizce bilmektedir.

