

T.C.
YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ŞİDDETLİ ANTERİOR ÇAPRAŞIKLIĞA SAHİP ALT ÇENE MODELİNDE İKİ
FARKLI İNDİREKT BONDİNG METODUNUN BRAKETLERİN BAĞLANMA
KUVVETLERİ ÜZERİNE OLAN ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

BETÜL YÜZBAŞIOĞLU ERTUĞRUL

DOKTORA TEZİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman

Yrd. Doç. Dr. Özer ALKAN

VAN-2015

T.C.
YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ŞİDDETLİ ANTERİOR ÇAPRAŞIKLIĞA SAHİP ALT ÇENE MODELİNDE İKİ
FARKLI İNDİREKT BONDİNG METODUNUN BRAKETLERİN BAĞLANMA
KUVVETLERİ ÜZERİNE OLAN ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

BETÜL YÜZBAŞIOĞLU ERTUĞRUL

DOKTORA TEZİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman

Yrd. Doç. Dr. Özer ALKAN

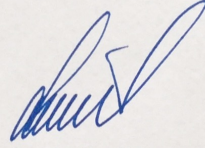
VAN-2015

Bu çalışma Yüzüncü Yıl Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Koordinatörlüğün'den (proje no:2014-SBE-D123) alınan proje desteği ile gerçekleştirilmektedir.

T.C.
YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ŞİDDETLİ ANTERİOR ÇAPRAŞIKLIĞA SAHİP ALT ÇENE MODELİNDE İKİ
FARKLI İNDİREKT BONDİNG METODUNUN BRAKETLERİN BAĞLANMA
KUVVETLERİ ÜZERİNE OLAN ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

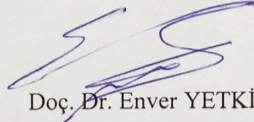
Dt. Betül YÜZBAŞIOĞLU ERTUĞRUL
ORTODONTİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ



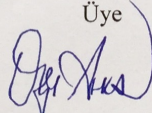
Prof. Dr. Sevil AKKAYA
Jüri Başkanı



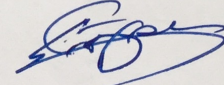
Yrd. Doç. Dr. Emine KARA
Üye



Doç. Dr. Enver YETKİNER
Üye



Yrd. Doç. Dr. Özer ALKAN
Üye



Yrd. Doç. Dr. Fatih KAZANCI
Üye

TEZ KABUL TARİHİ
22.12.2015

TEŞEKKÜR

Ortodonti eğitimim boyunca bana büyük emeği geçen, her konuda destek ve yardımcı olan, değerli hocam ve tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. Özer ALKAN'a,

Ortodonti eğitimim sırasında sunmuş olduğu olanaklar ve desteği için Prof. Dr. Gürcan ESKITAŞÇIOĞLU'na, desteklerini ve tecrübelerini esirgemeyen değerli hocalarım Yrd. Doç. Dr. Fatih KAZANCI'ya, Doç. Dr. Andaç Barkın BAVBEK'e, Yrd. Doç. Dr. Emine KARA'ya, doktora sürecimizin her aşamasında yanımızda olan Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı öğretim üyeleri ve asistanlarına, tezimin istatistiksel değerlendirmeleri için büyük emek sarf eden Prof. Dr. Sıddık KESKİN'e, tezimin hazırlanmasındaki teknik yardımlarından dolayı Sayın Tuğbahan YILMAZ ALIÇ'a, tezime verilen destek için YYÜ Bilimsel Araştırmalar Proje Daire Başkanlığı'na, Sağlık Bilimleri Enstitüsü' ne,

Yardımları ve destekleriyle bana güç veren, çok sevdiğim arkadaşlarım Dr. Cihan AYDOĞAN'a, Dt. Arzu ALAGÖZ'e, Dt. Ahmetcan YILMAZ'a, Dt. Dilruba Sanya SADIKZADE'ye, Dt. Melih KAYA'ya ve bölümümüzdeki sevgili asistan arkadaşlarım Dt. Mehmet Savaş KAYASAN'a, Dt. Yeşim KAYA'ya, Dt. Sabahattin BOR'a, Dt. Saadet ÇINARSOY CİĞERİM'e, Dt. Esra YOZGAT'a, Dt. Gönül DİNÇ'e ve Dt. Ahmet KARAMAN'a

Hayatımda önemli yere sahip çok sevdiğim dostlarım Gözde PEKER TEKDAL'a, Beste BECERİKLİ'ye, Murat TEKDAL'a ve Gamze YAZICI'ya

Bugüne gelmemde büyük emekleri olan, sevgileriyle bana güç veren en büyük destekçilerim annem Fatoş YÜZBAŞIOĞLU'na, babam Sedat YÜZBAŞIOĞLU'na, kardeşim Veysel YÜZBAŞIOĞLU'na

Hayatıma renk katan, bana enerji veren, moral ve motivasyon kaynağım çok sevdiğim eşim Doç.Dr. Abdullah Seçkin ERTUĞRUL'a teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY.....	I
TEŞEKKÜR	II
İÇİNDEKİLER	III
SİMGELER VE KISALTMALAR	VI
TABLOLAR LİSTESİ.....	VII
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	VII
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Bonding İşlemi	3
2.1.1. Diş yüzeyinin temizlenmesi	3
2.1.2. Minenin hazırlanması.....	3
2.1.3. Sealing.....	6
2.1.4. Bonding.....	7
2.2. Adeziv Sistemler	8
2.2.1. Etch-rinse adeziv sistemler	9
2.2.2. Self-etch adeziv sistemler	9
2.2.3. Cam iyonomer adeziv sistemler	10
2.3. Kompozit Resinler	10
2.3.1. Kendiliğinden sertleşen kompozit rezinler.....	12
2.3.2. Çift yönlü sertleşen kompozit rezinler	12
2.3.3. Işıkla sertleşen kompozit rezinler.....	12
2.4. Işık Cihazları	13
2.4.1. Geleneksel ve hızlı tungsten-quartz halojen ışık cihazları	13
2.4.2. Argon lazerler.....	14
2.4.3. Plazma ark ışık cihazları	14
2.4.4. Light-emitting-diode (LED) ışık cihazları	15
2.5. İndirekt Yapıştırma Tekniği	16
2.5.1. Laboratuar aşamaları.....	16

2.5.2. Klinik aşamaları	18
2.6. İndirekt Yapıştırma Tekniğinin Avantajları	19
2.6.1. Klinik avantajlar.....	19
2.6.2. Teknik avantajlar.....	19
2.6.3. Ergonomik avantajlar	19
2.7. İndirekt Yapıştırma Tekniğinin Dezavantajları.....	19
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	21
3.1. Dişler	21
3.2. Braketler	21
3.3. Asit Jel.....	21
3.4. Adeziv Sistemleri	21
3.5. Işık Kaynağı	21
3.6 Aktarma Kaşığı Materyali	21
3.7. Dişlerin ve çene modellerinin hazırlanması	22
3.8. Alçı modelde braketlerin yerleştirilmesi	23
3.9. Aktarma kaşıklarının hazırlanması.....	25
3.10. Bonding işlemi	28
3.11. Basma dayanımı testi.....	29
3.12. Mine–adeziv-braket ara yüzünde meydana gelen kopmanın değerlendirilmesi	31
3.13. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) için Hazırlanması.....	32
3.14. İstatistiksel Değerlendirme:.....	32
4. BULGULAR.....	34
4.1. Basma Dayanımı Testi Bulguları	34
4.2. Kopma Bölgelerine Ait Bulgular.....	36
4.2.1. Adeziv kalıntı indeksi (ARI Skor) bulguları.....	36
4.2.2. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) bulguları.....	38
5. TARTIŞMA.....	47
5.1. Çalışma dizaynı	48
5.2. Bağlanma Dayanımı, ARI ve SEM Sonuçları.....	57
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	67

ÖZET	68
SUMMARY	69
KAYNAKLAR	70
ÖZGEÇMİŞ	89
EKLER	90

SİMGELER VE KISALTMALAR

SEM : Taramalı elektron mikroskobu

LED : Light Emitted Diode

BFA : Bisfenol-a

H₃PO₄ : Fosforik asit

MPa : Megapaskal

BİS-GMA : Bisphenol A-glycidyl methacrylat

UDMA : Urethane dimethacrylate

TEGDMA : Triethyleneglycol-dimethacrylate

PPD : 1-phenyl 1,2-propanedione

PVC: Polivinil klorür

ARI : Adeziv artık indeksi

BDT: Basma dayanımı testi

µm : Mikrometre

pH : Asitlik derecesi

sn : saniye

mm : milimetre

TABLolar LİSTESİ

Tablo 1. Gruplar için basma dayanım testine ait tanımlayıcı istatistikler	34
Tablo 2. ARI skorlarının dağılımı ve ki-kare testi sonuçları.	37

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Dişlerin ve çene modelinin hazırlanması	23
Şekil 2. Alıcı model elde edilmesi ve model üzerine braketlerin yerleştirilmesi	24
Şekil 3. Şeffaf silikon materyali ile aktarma kaşığının hazırlanması	26
Şekil 4. Bioplast materyali ile aktarma kaşığının hazırlanması.....	27
Şekil 5. Bonding işlemi	28
Şekil 6. Dişlerin akrile gömülmesi	29
Şekil 7. Basma dayanım testinde kullanılan uç.	30
Şekil 8. Farklı ARI skorları alan örneklerin 10X büyütme altındaki mikroskop görüntüleri.	31
Şekil 9. Basma dayanım testi (BDT) sonuçlarının gruplara göre dağılımı.	35
Şekil 10. Bağlanma dayanım miktarına göre örnek sayısının dağılımı.	36
Şekil 11. ARI skorlarının gruplara göre dağılımı	38
Şekil 12. A Arı Skoru 0, B Arı Skoru 1, C Arı Skoru 2, D Arı Skoru 3 taramalı elektron mikroskobu görüntüleri (Büyütme 12X ve 18X).	39
Şekil 13. ARI skoru 0 taramalı elektron mikroskobu görüntüleri A Bioplast B Silikon Grubu (Büyütme 100X, 250X, 500X, 1000X).....	40
Şekil 14. ARI skoru 1 taramalı elektron mikroskobu görüntüleri A Bioplast B Silikon Grubu (Büyütme 100X, 250X, 500X, 1000X).....	41
Şekil 15. ARI skoru 2 taramalı elektron mikroskobu görüntüleri A Bioplast B Silikon Grubu (Büyütme 100X, 250X, 500X, 1000X).....	42
Şekil 16. ARI skoru 0 taramalı elektron mikroskobu çapraz kesitsel görüntülerin A Bioplast B Silikon Grubu (Büyütme 100X, 250X, 500X, 1000X).	43
Şekil 17. ARI skoru 1 Taramalı elektron mikroskobu çapraz kesitsel görüntüleri A Bioplast B Silikon Grubu (Büyütme 100X, 250X, 500X, 1000X).	44
Şekil 18. ARI skoru 2 Taramalı elektron mikroskobu çapraz kesitsel görüntüleri A Bioplast B Silikon Grubu (Büyütme 100X, 250X, 500X, 1000X).	45

Şekil 19. ARI skoru 3 Taramalı elektron mikroskopu çapraz kesitsel görüntüleri **A** Bioplast
B Silikon Grubu (Büyütme 100X, 250X, 500X, 1000X).46

1. GİRİŞ

Asitle pürüzlendirme tekniğinin 1955'te Buonocore tarafından geliştirilmesinin ardından 1965'te Newman tarafından akrilik braketlerin epoksi rezin ile diş yüzeyine yapıştırılması ortodonti pratiğinde devrim olarak görülmektedir. Günümüzde sabit ortodontik uygulamaların önemli bir aşaması olan braketlerin diş üzerine yerleştirilmesi ortodontik tedavilerin başarısını doğrudan etkileyen bir faktör olarak kabul edilmektedir (Roth,1981). Tedavi başında braketlerin diş üzerine doğru pozisyonda yerleştirilmesinin, beklenen diş hareketlerinin gerçekleşmesine ve tedavi sonrasında iyi bir kapanışın elde edilmesine katkı sağlayacağı düşünülmektedir (Mc Laughlin ve ark, 2001). Mc Laughlin bu noktada en iyi ortodontik tedavi sonuçlarının en iyi tel büken ortodontistlere kıyasla braketleri dişler üzerinde en doğru şekilde konumlandıran ortodontistler tarafından elde edileceğini belirtmiştir.

Silverman ve ark. tarafından tanıtılmış olan indirekt yapıştırma metodu ise braketlerin doğru konumlandırılmasında karşılaşılabilen problemleri çözebilmek amacıyla geliştirilmiştir (Kalange ve Thomas, 2007). Günümüzde oldukça popüler kullanıma sahip olan indirekt bonding tekniğinde direkt bondinge kıyasla görüş açısının iyi olmasından dolayı daha uyumlu marjinal kenar ve kontak noktası ilişkisi elde edilebildiği görülmüştür (Kalange, 2004).

Sayın ve Türkkahraman, (2004) Türk popülasyonunda en çok alt çene ön bölgede görüldüğü belirlenen çapraşıklık hafif, orta ve şiddetli olmak üzere 3 gruba ayırarak sınıflandırılmışlardır. Alt çene anterior bölgedeki çapraşıkların 3. molar dişlerinin sürmesiyle birlikte artması braket yerleştirmeyi zorlaştıran ve neticesinde tedavi başarısını da etkileyen klinik bir durum olarak kabul edilmektedir (Richardson, 1982). John Kalange'ın klinik, teknik ve ergonomik olmak üzere üç ana başlık altında topladığı indirekt bonding metodunun avantajlarından biri de bonding işleminin zorlaştığı şiddetli çapraşıklık vakalarında braketlerin dişlere daha doğru konumda yerleştirilmesine imkan vermesidir.

Literatürde indirekt bonding metodundaki modifikasyonların laboratuvar aşamasında braketlerin alçı modele tutturulmasında kullanılan materyaller, aktarma kaşığının yapımında kullanılan materyaller, klinikte kullanılan yapıştırıcının tipi ve yapıştırmanın bölümlü veya tam yapılması gibi farklılıklardan kaynaklandığı tespit edilmiştir (Sondhi, 1999; Thomas, 1979; Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005). Aktarma kaşığı yapımında farklı materyallerin kullanıldığı indirekt bonding metodunda Thomas'ın bioplast materyali kullanarak geliştirdiği metod günümüzde altın standart olarak kabul edilmektedir (Thomas, 1979). İndirekt bonding metodundaki aktarma kaşığı yapımında tercih edilen bir diğer alternatif ise şeffaf silikon materyalidir. Hasta için kullanımının daha konforlu olduğu belirtilen şeffaf silikon materyalin en önemli avantajı ise ışıkla sertleşen adeziv sistemlerinin kullanımına olanak sağlamasıdır (McCrostie, 2003). Anoop Sondhi (1999) ise ışıkla sertleşen adeziv sistemlerinin kullanıldığı indirekt bonding metodunda aktarma kaşığı yapımında bioplast materyaline alternatif olarak şeffaf silikon materyalinin de tercih edilebileceğini belirtmiştir.

Adeziv rezinlerin bağlanma dayanımlarının in vitro ortamda değerlendirildiği çalışmalarda basma testi, ARI indeksi ve SEM görüntülerinin kullanıldığı görülmüştür (Montasser ve Drummond, 2009; Bishara ve ark., 2005). Sabit ortodontik tedavi sırasında oluşan braket kopartıcı kuvvetleri taklit etmesi nedeniyle basma tipi dayanım testlerinin gerçeğe daha yakın veriler sağladığı bildirilmiştir (Eliades ve Brantley, 2000). Basma dayanım testi sonrası ise kopma yüzeyinin ayrıntılı incelenmesinde ARI indeksi ve taramalı elektron mikroskop görüntüleri oldukça sık tercih edilen yöntemlerdir (Campbell, 1995).

Bu araştırmanın amacı şiddetli anterior çapraşıklığa sahip alt çene modelinde bioplast ve şeffaf silikon materyalinin kullanıldığı iki farklı indirekt bonding metodunun basma bağlanma dayanım değerleri ve kopma sonrasındaki mine yüzeyindeki artık adeziv miktarlarının tespit edilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Bonding İşlemi

Asitle pürüzlendirme tekniğinin 1955'te Buonocore tarafından geliştirilmesinin ardından 1965'te Newman tarafından akrilik braketlerin epoksi rezin ile dış yüzeyine yapıştırılması ortodonti pratiğinde devrim olarak kabul edilmektedir. Ortodontik braketlerin dış yüzeyine doğrudan yapıştırılmasıyla seperasyon işleminin ve bandlamanın neden olduğu dişeti irritasyonunun azalması, hastanın ağız hijyenini daha kolay sağlayabilmesi ve hasta başında geçirilen sürenin azaltılması sağlanarak ortodontik tedaviler daha konforlu hale getirilmiştir (Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005). Sabit ortodontik uygulamalarının önemli bir aşaması olan braketlerin dış yüzeyine aktarılması dış yüzeyinin temizlenmesi, minenin hazırlanması, sealing ve bonding aşamalarını içermektedir (Carlson ve ark., 2001; Yadav ve ark., 2013; Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005).

2.1.1. Dış yüzeyinin temizlenmesi

Dış yüzeyindeki temizlenmemiş dental plak ve debrisler bonding sonrası mine-rezin bağlantısını engellemektedir (Lindauer ve ark., 1997). Bu nedenle bonding öncesinde dış yüzeyindeki dental plak ve debris tabakasının uzaklaştırılması amacıyla mikromotor ucuna takılan plastik veya kıl fırça yardımıyla sulandırılmış pomzanın rutin olarak uygulanması tavsiye edilmektedir (Bishara ve ark., 2006; Burgess ve ark., 2006; Fitzgerald ve ark., 2012; Tirtha ve ark., 1982). Bu noktada gingival kenarların travmatize edilmemesi ise oldukça önemli bir konudur (Aboush ve ark., 1991).

2.1.2. Minenin hazırlanması

Ortodontik braketlerin dış yüzeyine aktarılmasından önce dental plak ve debrislerden temizlenen mine yüzeyinde bazı hazırlıklar gerekmektedir. Bu

hazırlıklardan ilki operasyon sahasında nem kontrolünün sağlanmasıdır. Bu amaçla dudak ekartörleri, yanak retraktörleri, tükürük emiciler, bite-bloklü dil tutucular ve antisiyaloglar gibi araçlar kullanılmaktadır (Øgaard ve Fjeld, 2010; Yadav ve ark., 2013; Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005).

Ortodontide adezyon terimi rezin kompozit materyallerin mikromekanik tutuculukla diş yüzeyine bağlanmaları olarak tanımlanmaktadır (Ewoldsen ve Demke, 2001). Braket ve mine yüzeyi arasındaki tutuculuk 3 önemli faktöre bağlıdır. Bunlar braket tabanı, adeziv materyali ve diş yüzeyinin hazırlanmasıdır (Urabe ve ark., 1999). Bu faktörlerden diş yüzeyinin hazırlanması minenin yüzey yapısında pürüzlülük oluşturulmasıyla gerçekleşmektedir. Mine yüzeyinde gerçekleştirilen bu pürüzlendirme işlemi ile mine yüzeyinin ıslanabilirliğinin artması sağlanarak düşük vizkoziteli rezinin mikro boşluklara rahat bir şekilde dolması sağlanmaktadır. Bu işlemde çeşitli konsantrasyonlarda asit uygulanması, self-etch ajanlar, kumlama ve lazer ile pürüzlendirme gibi bir çok materyal ve yöntemin kullanıldığı görülmüştür (Arhun ve Arman, 2007; Berk ve ark., 2008).

Tutuculuğun sağlanması için gerekli olan mine yüzey pürüzlülüğü ilk olarak fosforik asidin çeşitli konsantrasyonlarıyla farklı sürelerde uygulanmasıyla elde edilmeye çalışılmıştır. Fosforik asit dışında maleik asit ve poliakrilik asit ile de pürüzlendirme yapılabileceği literatürde bildirilmiştir (Garcia-Godoy ve Martin, 1995; Øgaard ve Fjeld, 2010). Ancak Øgaard ve Fjeld, 2010 yılında yaptıkları araştırmada fosforik aside kıyasla %10'luk maleik asit veya poliakrilik asidin daha az bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir. Mine yüzeyinde çeşitli asit uygulamaları ile elde edilen pürüzlendirme sonucunda 3-10 µm arasında mine kaybı olduğu bildirilmiştir (Diedrich, 1981; K R Reisner ve ark., 1997). Bunun yanında asit ile pürüzlendirmenin yumuşak dokularda toksik etki yaratması, uygulamasını zaman alıcı olması, pürüzlendirme sonucunda oluşan pöröz mine yapısının normal mineden daha fazla çözünürlüğe sahip olduğundan ortodontik ataşmanlar etrafında beyaz nokta lezyonu oluşumuna fosforik asit uygulamasının neden olabileceğinin düşünülmesi gibi

dezavantajları bulunmaktadır (Arhun ve Arman, 2007; Øgaard ve Fjeld, 2010; Özer ve ark., 2008; Reisner ve ark., 1997). Bu nedenle yumuşak dokularda toksik etkisi bulunmayan, çalışma süresini azaltan ve mine kaybına daha az neden olan pürüzlendirme teknikleri araştırılmıştır. Bunlar, kumlama, lazer ve self-etch ile pürüzlendirme şeklinde sıralanabilir.

Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde kullanılan diğer bir yöntem olan kumlama, hava basıncıyla 50 µ boyutunda yüksek hıza sahip aliminyum oksit partiküllerini mine yüzeyine püskürtülmesiyle yapılmaktadır (Goldstein ve Parkins, 1994). Elde edilen sonuçlar minenin hem organik hem de inorganik yapısında geri dönüşümsüz hasar oluşturması, hekim ve hasta tarafından partiküllerin yutulma ihtimalinin olması bu tekniğin kullanımını sınırlandırmıştır (Hogervorst ve ark., 2000; Olsen ve ark., 1997).

Asitle pürüzlendirmeye alternatif olabilecek diğer bir uygulama olan lazerler mine yüzeyinde kalsiyum-fosfat oranını değiştirerek minede rezinin tutunabileceği mikroçatlaklar oluşturmaktadır. Uygulama sonucunda pulpa sıcaklığının artması ile cihazların pahalı olmaları da bu tekniğin sıklıkla kullanılmasını sınırlandırmıştır (Øgaard ve Fjeld, 2010; Özer ve ark., 2008).

Günümüzde popüler kullanıma sahip olan diğer pürüzlendirme yöntemi ise asit ve primerin birlikte uygulandığı self etchlerdir (Fritz ve ark., 2001). Self etch primer kullanımı, kabul edilebilir klinik retansiyon, tek basamakda mine ve dentinin asitleme ve primerlenmesini sağlayarak, basitleştirilmiş ve hızlı bir uygulama tekniği olma avantajlarına sahiptir. Zaman kazancına ek olarak, bağlanma işlemindeki basamak sayısının azalması, hata oranını azaltarak tekniğin hassasiyetini minimize etmektedir (Cacciafesta ve ark., 2003; Özer ve ark., 2008). Bu avantajlarına rağmen self etching primerlerin mine adeziv aralığında mikrosızıntı artışına neden olduğu ve kötü ağız hijyenine sahip bireylerde kullanılmaması gerektiği bildirilmiştir (Tanna ve ark., 2009; Uysal ve ark., 2008)

Türköz ve Ulusoy, 2012 yılında yaptıkları çalışmada %35'lik fosforik asit , self-etch, kumlama, kumlama + %35'lik fosforik asit, lazer, lazer + %35'lik fosforik asit şeklinde oluşturdukları farklı mine pürüzlendirme yöntemlerini bağlanma dayanımı açısından karşılaştırmışlardır. Araştırma sonucunda lazer ile pürüzlendirme yönteminin yüksek bağlanma dayanımı göstermesine rağmen ablasyona uğramış mine yüzeyinde debonding sonrası kırık hattı oluştuğu, asit ve self etch ile pürüzlendirmenin mine yüzeyinde daha güvenle kullanılabileceği, kumlama ile pürüzlendirmenin ise tek başına düşük bağlanma dayanımı gösterdiğinden asit ile birlikte kullanılması gerektiği bildirilmiştir.

Literatürde mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi için altın standart %30-50 arasında değişen konsantrasyonlarda fosforik asidin mine yüzeyine 15 ile 60 sn arasında uygulanmasıdır (Lindauer ve ark., 1997). Ancak bu uygulamada dikkat edilecek bazı önemli noktalar vardır. Bunlardan ilki yüzey tekrarlayan uygulamalarla nemli tutulmalı ve hassas mine prizmalarına zarar verilmemesi için, sıvının diş üzerine ovularak uygulanmamasıdır. (Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005). Dikkat edilmesi gereken bir diğer nokta ise asidin bol su spreyi ile diş yüzeyinden yıkanarak uzaklaştırılması ve asitlenmiş yüzeyin tükürük ile kontaminasyonuna izin verilmemesi gerektiğidir (Yadav ve ark., 2013; Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005). Dişler, yağsız bir hava spreyi ile bilinen donuk görüntüyü sağlamak için kurutulurken mat ve donuk beyaz görünmeyen dişlerin ise tekrar asitlenmesi gerektiği vurgulanmaktadır (Øgaard ve Fjeld, 2010; Yadav ve ark., 2013; Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005).

2.1.3. Sealing

Dişler tamamen kurutulup donuk beyaz görünüm elde edildikten sonra ince bir sealent tabakası tüm pürüzlendirilmiş mine yüzeyine uygulanmalıdır. Sealent küçük bir peletle veya fırça ile her dişte tek bir gingivo-insizal vuruşla uygulanmalıdır. Fazla sealent polimerize olduğunda yığılmaya ve doğal olmayan mine topografisine neden olacağından mümkün olduğunca ince olmalıdır. Tüm

asitlenmiş yüzeylere sealent uygulandıktan hemen sonra ise braketler hazırlanmış mine yüzeyine yerleştirilmeye başlanmalıdır (Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005).

2.1.4. Bonding

Braketlerin mine yüzeyine yerleştirilmesi işlemi sırasıyla transfer, pozisyonlama, uyumlama ve artıkların uzaklaştırılması basamaklarını kapsamaktadır (Carlson ve ark., 2001; Yadav ve ark., 2013; Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005).

1. **Transfer:** Braket tutucuyla tutulan braketin tabanına adeziv yerleştirilerek diş yüzeyinde hemen konumlandırılmalıdır. (Yadav ve ark., 2013; Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005)
2. **Pozisyonlama:** Braketleri mesiodistal ve insizogingival yönde açlandırmak için kullanılan paralel kenarlı araç braket slotunun, insizal kenara ve dişin uzun aksına göre konumunun görülebilmesini sağlamaktadır. Aynı zamanda kullanılacak bir ağız aynası, braketlerin horizontal pozisyonlamasında yardımcı olabilmektedir (Carlson ve ark., 2001; Yadav ve ark., 2013; Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005).
3. **Uyumlama:** Braket diş üzerinde konumlandırıldıktan sonra polimerizasyon süresince hiçbir girişimde bulunulmamalıdır. En küçük hareketin bile adezivin polimerizasyonunu bozabileceği bilinmelidir (Yadav ve ark., 2013; Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005).
4. **Artıkların kaldırılması:** Gingival iritasyon ve braket tabanını çevresinde plak birikimine neden olan artık adezivlerin periodontal zararın, dekalsifikasyon olasılığının, renklenmiş artık adeziv görünümünün önlenmesi için uzaklaştırılması gerekmektedir. (Yadav ve ark., 2013; Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005). Diş fırçalama ya da diğer mekanik kuvvetlerle uzaklaştırılamayan bu fazlalıklar adeziv sertleşmeden önce özellikle gingival marjin boyunca scalerla veya sertleştikten sonra frezle temizlenmelidir (Øgaard ve Fjeld, 2010; Yadav ve ark., 2013). Bu aşamada dikkat edilmesi gereken bir diğer durum polimerize olmamış artık monomerlerin neden olacağı Bisfenol-A

(BFA) toksitesidir. İlk kez 1891 yılında sentezlenen endüstriyel bir kimyasal olan BFA, polikarbonatlı plastiklerin ve epoksi reçinelerinin üretiminde kullanılan başlıca monomerdur. Diş hekimliğinde fissür örtücü ve kompozit rezin dolgu maddelerinin yapısında bulunan BFA ortodonti de ise polikarbonat braketler ve braketlerin yapıştırılmasında kullanılan kompozit rezinlerin yapısında bulunmaktadır (Arnich ve ark., 2011). Bisfenol-A ksenöstrojen denilen kadınlık hormonuna çok benzer sentetik bir yapıya sahip olduğundan kızlarda erken puberte, erkeklerde feminizasyon ve kanserojen etkileri olduğu bilinmektedir (Arnich ve ark., 2011). Bu nedenle bonding sonrasında tüm adeziv kalıntılarının uzaklaştırılması ve hastanın ağzını suyla çalkalayıp tükürmesi bu noktada oldukça önemli bir konudur. (Akyüz ve ark., 2011; Eliades ve ark., 2007; Eliades, 2007; Jonke ve ark., 2008; Watanabe ve ark., 2001).

2.2. Adeziv Sistemler

İyi bir adezivden beklenen özellikler; ağız içinde oluşabilecek gerilimlere dayanabilecek kadar yüksek, braketlerin sökümü esnasında ise mineye zarar verecek kadar yüksek olmayan bağlanma kuvvetine, braketler etrafında dekalsikasyonu önleyici özelliğe, kolay uygulanabilecek yapıya ve düşük maliyete sahip olmasıdır (Mandall ve ark., 2002; Millett ve ark., 2008).

Adeziv sistemler ilk olarak uygulama tekniğine göre sınıflandırılmıştır. Bu sınıflama asitlenen-yıkanan adeziv sistemler ve kendinden asitli adeziv sistemler olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Asitlenen ve yıkanan adeziv sistemler ise kendi arasında üç basamaklı ve iki basamaklı sistemler olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Üç basamaklı sistemlerde asitle pürüzlendirme, primer ve adeziv uygulama basamaklarını içermekteyken iki basamaklı sistemlerde ise primer ve adeziv tek bir şişede birleştirilmiştir (Kiremitçi ve Altinci, 2008).

Günümüzde ise adeziv sistemlerinin sınıflandırılmasında modern dental adeziv sistemlerin “etki mekanizmaları” göz önüne alınarak yapılmaktadır. Buna göre modern

dental adeziv sistemler üç başlık altında incelenmektedir (Atık ve Ciğer, 2014; Meerbeek ve ark., 2001; Munck ve ark., 2005).

1) Etch-Rinse Adeziv Sistemler

2) Self-Etch Adeziv Sistemler

3) Cam İyonomer Adeziv Sistemler

2.2.1. Etch-rinse adeziv sistemler

Etch-rinse adeziv sistemlerle braketlerin diş yüzeyine yapıştırılması işlemi; asit, primer ve yapıştırıcı patın sırasıyla uygulanmasıyla gerçekleşmektedir. Mine yüzeyine çeşitli konsantrasyonlarda asit uygulanması ile prizmatik ve interprizmatik mineral kristalleri farklı düzeylerde kaldırılarak mikroskopik pürüzlülük sağlanmaktadır. Bu durum yüzey geriliminin azalmasına ve mine yüzeyinin ıslanabilirliğinin artmasına neden olarak düşük vizkoziteli rezinin mikro boşluklara rahat bir şekilde dolmasına olanak sağlamaktadır (Kramer ve ark., 1993; Øgaard ve Fjeld, 2010; Rossouw, 2010).

Etch-rinse adeziv sistemlerde en sık %37'lik fosforik asit (H_3PO_4) kullanılarak pürüzlendirme yapılmaktadır. Mine dokusunda yapılan pürüzlendirme sonucunda mine yüzeyinin ortalama 10 milimikron ($1 \mu m = 0,001$ milimetre)'luk kısmı ortadan kalkmaktadır. Gerçek kayıp asitleme zamanı ve dişler arasındaki farklılığa bağlı olarak 5-50 μm arasında meydana gelebilmektedir (Fjeld ve Øgaard, 2006).

2.2.2. Self-etch adeziv sistemler

Self-etch sistemler primer sürülmesi ve adezivle mine yüzeyinin örtülmesi işlemlerini tek bir asidik primer içinde kombine etmektedir. Self-etch primerlerin aktif içeriğinin fosforik asit ve metakrilat olduğu bilinmektedir. Primerin içeriğindeki fosfat grubu hidroksiapatitten kalsiyumun çözünmesine neden olmaktadır. Hava spreyinin uygulanması ile primerden çözücü ayrılmakta ve ışık uygulandığında ise primer

monomeri polimerize olmaktadır (Fjeld ve Øgaard, 2006). Self etch primer kullanımı tek basamakta mine ve dentinin asitleme ve primerlenmesini sağlayarak, basitleştirilmiş ve hızlı bir uygulama tekniği olma avantajlarına sahiptir (Cacciafesta ve ark., 2003). Bu avantajlarına rağmen self etching primerlerin mine adeziv aralığında mikrosızıntı artışına neden olduğu ve kötü ağız hijyenine sahip bireylerde kullanılmaması gerektiği bildirilmiştir (Tanna ve ark., 2009; Uysal ve ark., 2008).

2.2.3. Cam iyonomer adeziv sistemler

Cam iyonomer simanlar mine yüzeyine daha az demineralizasyona neden olduğu için bandların simantasyonlarında kullanılmaktadır (Ewoldsen ve Demke, 2001). Cam iyonomer adeziv içeriğindeki karboksilat gruplarının dişin yapısındaki kalsiyum ile etkileşimi sonucu fizikokimyasal olarak tutuculuk sağladığı bilinmektedir (Yoshida ve ark., 2000). En büyük avantajının flor salınımı olmasına karşın braketlerin yapıştırılmasında oldukça düşük bağlanma güçleri bulunmaktadır (Coups-Smith ve ark., 2003). Fosforik ya da poliakrilik asit ile kullanıldığında bile bağlanma güçleri 2,4-5,5 MPa arasında değiştiği bildirilmiştir (Wiltshire, 1994).

2.3. Kompozit Rezinler

Ortodontik ataçmanların yapıştırılmasında etch-rinse ve self-etch adeziv sistemler ile birlikte yapıştırıcı pat olarak kullanılan kompozit rezinler kullanılmaktadır. Kompozit rezinler polimer matriks, inorganik doldurucu partiküller, bağlayıcı ajan ve başlatıcı-hızlandırıcı sistemden meydana gelen ve en basit yapı taşı monomer denilen metil metakrilat molekülünden oluşmaktadır. Aynı ya da farklı tipteki birçok monomer moleküllerinin birbirine bağlanmasıyla ise polimer molekülü oluşmaktadır (Sakaguchi RL ve Powers JM, 2012).

Organik polimer matriks, dimetakrilat (Bis-GMA) ya da üretan dimetakrilat (UDMA) oligomerden oluşmaktadır. Kompozit rezinin yapı taşlarından olan inorganik partiküller ise cam, quartz, koloidal silika, zirkonyum silika ve silika nanopartiküllerinden oluşmuş, yapı içerisinde dağınık olarak yerleşmiş ve etrafları

polimer matriks ile çevrelenmiştir. İnorganik partikülerin etrafına üretici tarafından uygulanan silan organik ve inorganik faz arasında bağlayıcı ajan olarak görev yapmaktadır (Sakaguchi RL ve Powers JM, 2012).

Kompozitlerde polimerizasyon reaksiyonunu yapısında bulunan foto başlatıcılar tarafından oluşturulan serbest radikaller oluşturmaktadır. Serbest radikaller, kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinlerde peroksit (başlatıcı)-amin (hızlandırıcı) sisteminin karıştırılmasıyla ışıkla sertleşen kompozit rezinlerde ise kamforokinon (foto-başlatıcı)-amin (hızlandırıcı) sisteminin mavi ışık ile uyarılması ile oluşmaktadır. Serbest radikaller daha sonra doymamış karbon çift bağları ile etkileşerek polimerizasyon gerçekleştirmektedir (Sakaguchi RL ve Powers JM, 2012; Eliades ve ark., 1995).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunu etkileyen diğer faktör içeriğindeki foto-başlatıcı tipi ve oranıdır. Kompozitlerde bulunabilen kamforokinon gibi foto-başlatıcı olan diğer bir yapı fenil-propanediondur (PPD). Tek başına kullanılabilceği gibi kamforokinonla birlikte de kullanılabilir. Bu noktada dikkat edilmesi gereken ışık kaynağı seçiminde foto-başlatıcının en yüksek emilimini sağlayacak dalga boyunda ışık yayan bir ışık cihazının kullanılması gerektiğidir (Schneider ve ark., 2009, 2008).

Günümüzde braketlerin dış yüzeyine yapıştırılmasında yukarıda bahsedilen dental rezinlerin iki temel tipi kullanılmaktadır. Bunlardan her ikisi de polimer yapıda olup akrilik veya diakrilat rezinler olarak sınıflandırılmaktadır. Akrilik rezinler, kimyasal polimerize olan yapıda olup metilmetakrilat monomer ve tozdan oluşurken, diakrilat rezinlerin çoğu ise akrilik modifiye epoksi rezin yapıdan oluşmaktadır. Bu rezinler arasındaki önemli fark; birinci tipin sadece düz polimerize olması, ikinci tipin ise aynı zamanda üç boyutlu ağ şeklinde çapraz bağlantılar içermesidir. Bu çapraz bağlantı, daha çok dayanıklılık, daha az su absorpsiyonu ve daha az polimerizasyon büzülmesini sağlamaktadır. Her iki tip adezivinin hem doldurucu hem de doldurucusuz tipleri bulunmaktadır. Bis-GMA tipi dolduruculu diakrilat rezinler iyi fiziksel özelliklere sahip olduğundan metal braketlerin yapıştırılmasında tercih edilmesi gerektiği belirtilirken, akrilik veya kombine

rezinlerin ise plastik braketlerin yapıştırılmasında kullanılması gerektiği bildirilmiştir (Jost-Brinkmann ve ark., 1992; Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005). İçerdikleri başlatıcı-hızlandırıcılara göre kompozit rezinler kendiliğinden sertleşen (Kimyasal olarak aktive olan) kompozit rezinler, çift yönlü sertleşen (Kimyasal olarak ve ışıkla aktive olan) kompozit rezinler, ışıkla sertleşen (Işıkla aktive olan) kompozit rezinler olmak üzere 3'e ayrılırlar (Sakaguchi RL ve Powers JM, 2012).

2.3.1. Kendiliğinden sertleşen kompozit rezinler

Kendiliğinden sertleşen kompozit rezinler braketlerin doğrudan yapıştırılmasında ilk kullanılan rezin olmuştur. Polimerizasyon karıştırılarak başlamaktadır. İki pastalı sistemde karıştırma esnasında oluşan hava kabarcıkları ya da karıştırılırken rezinin kıvamının homojen yapıda olmaması yapışma dayanıklılığının azalmasına sebep olmaktadır (Wang ve Meng, 1992). Kimyasal sertleşen kompozit rezinler ışıkla sertleşenlere göre daha visköz yapıda olduklarından dolayı braketin diş yüzeyinde konumlandırılması esnasında braketin mine yüzeyinde istenmeyen hareketleri daha zor olmaktadır (O'Brien ve ark., 1989; Oesterle ve ark., 2002) .

2.3.2. Çift yönlü sertleşen kompozit rezinler

Kor yapımında ve geçici olarak yapılan uygulamalarda kullanılan çift yönlü sertleşen kompozit rezinler, foto-başlatıcılar ve kimyasal hızlandırıcılar içermektedirler. Işığın kompozite ulaşamayacağı bölgelerde tercih edilen bu rezinlerde polimerizasyon ışıkla başlayıp kimyasal olarak devam etmektedir (Sakaguchi RL ve Powers JM, 2012).

2.3.3. Işıkla sertleşen kompozit rezinler

Diş hekimliğindeki pit ve fissur örtücülerle birlikte kullanılmaya başlanan ışıkla sertleşen kompozit rezinler ortodontide ise braketlerin diş yüzeyine doğrudan yapıştırılmasında kullanılmışlardır. (Sfondrini ve ark., 2001). Aktivasyonları, foto-başlatıcı kamforokinonunun yaklaşık 470 nm dalgaboyunda mavi ışığı soğurması ile başlamaktadır (Sakaguchi RL ve Powers JM, 2012). Işıkla sertleşen kompozit rezinler

uygulamalarının kolay olması, braketin yerleştirilmesi için çalışma süresinin yeterince uzun olması ve kısa sürede yüksek yapışma dayanıklılığına ulaşması nedeniyle oldukça fazla tercih edilmektedirler (Eliades ve ark., 1995; Oesterle ve ark., 2002).

2.4. Işık Cihazları

İlk olarak 1980'lerde tanıtılan görülebilir ışıkla polimerizasyonunda sağlayan ışık cihazları modern diş hekimliğinin önemli bir parçası olmuştur. Rezin bazlı restoratif materyallerin, rezin-modifiye cam iyonomer simanların, koruyucu pit ve fissür örtücülerin, linerlerin ve ortodontik adezivlerin polimerizasyonunda kullanım alanı bulmuştur (Nomoto, 1997).

Yapıştırıcının içerisindeki monomerin polimere dönüşmesinde ışığın dalgaboyu, ışık yoğunluğu (mW/cm^2), yapıştırıcının ışığa ne kadar süre mağruz bırakıldığı, ışık cihazı ile yapıştırıcı arasındaki mesafe gibi birçok faktör etkili olmaktadır (Gronberg ve ark., 2006). Işık kaynağı seçiminde ışık cihazının dalga boyunu fotobaşlatıcının en fazla emiliminin olduğu dalga boyu aralığında çakıştırmak oldukça önemlidir (Evans ve ark., 2002; Nomoto, 1997).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılan ışık cihazları kronolojik sırasıyla geleneksel ve hızlı tungsten-quartz halojen ışık cihazları, argon lazerler, plazma ark cihazları ve ledlerdir.

2.4.1. Geleneksel ve hızlı tungsten-quartz halojen ışık cihazları

Geliştirilen ilk ışık cihazı olan halojen lambaları küçük bir tungsten filamanını yüksek sıcaklıklarda korlaşana kadar elektrik enerjisinin ısıtmasıyla ışık üretmektedirler. Halojen ışık kaynakları 40-520 nm arasını kapsayan dalgaboyu aralığında, yaklaşık $400 - 1000 \text{ mW}/\text{cm}^2$ 'nin arasında ışık yoğunluğunda çalışmaktadır (Eliades, 2010; Sfondrini ve ark., 2004; Swanson ve ark., 2004).

Elektrik enerjisinin %1 gibi küçük bir kısmının ışığa dönüşmesi polimerizasyon süresinin uzamasına geri kalan kısmının ısı olarak açığa çıkması ise

soğutma fanına ihtiyaç duyulmasına neden olmuştur (Swanson ve ark., 2004). Etkili bir şekilde kullanılacakları yaşam süreleri ise 40-100 saatdir. Polimerizasyon süresinin kısaltması amacıyla ışık yoğunluğu daha yüksek olan hızlı halojenler geliştirilmiştir. Işık yoğunluğunun artışı ya yüksek güce sahip lambalar kullanılarak ya da ışığı toplayan ve daha küçük bir alana yoğunlaştıran turbo uçlar kullanarak sağlanmıştır. Ancak tüm bu uygulamalarına rağmen filtreleme tekniğindeki sınırlılıklar ve ısı problemleri geleneksel halojen ışık cihazlarının daha fazla geliştirilmelerini zorlaştırmıştır (Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005).

2.4.2. Argon lazerler

Geleneksel ışık cihazlarına alternatif olarak daha güçlü ve hızlı bir ışık cihazı olan argon lazerler ilk 1980'lerin ortalarında piyasaya çıkmıştır (Lalani ve ark., 2000).

Argon lazer görünür ışık spektrumunun 454-496 nm arasını kapsayan dalgaboyu aralığında, yaklaşık 800 mW/cm^2 ışık yoğunluğunda çalışmaktadır. Argon lazerden çıkan ışığın paralelleştirilmiş olması, ışık yoğunluğunun mesafe artsa da, diğer ışık cihazlarına kıyasla daha tutarlı kalması önemli avantajı iken cihaz büyüklüğü yüksek maliyetli olması ve rutin olarak kullanılmasını engellemektedir (Lalani ve ark., 2000).

2.4.3. Plazma ark ışık cihazları

Xenon gazı ile doldurulmuş quartz bir tüp içerisinde tungsten anot ve katoda sahip olan xenon plazma ark lambaları 1990'ların sonlarında tanıtılmıştır. Yüksek voltaj uygulandığında xenon gazı iki elektrot tarafından iyonize edilerek plazma ışık oluşturulur. Oluşan beyaz ışık 450–500 nm arasını kapsayan dalgaboyu aralığında, yaklaşık 2000 mW/cm^2 ışık yoğunluğunda çalışmaktadır (Thind ve ark., 2006). Polimerizasyon süresi argon lazerler gibi çok kısa olmasına karşın yoğun ışığın dışın ısınmasına neden olduğundan bu durumun pulpaya zarar vermesi, devamlı elektrik gücüne ihtiyaç duyduklarından bu yüzden kablosuz olarak üretilmemeleri ve pahalı olmaları gibi dezavantajları bulunmaktadır (Oesterle ve ark., 2001).

2.4.4. Light-emitting-diode (LED) ışık cihazları

LED'ler ışık üretmek için, halojen ampüllerinin içerisinde kullanılan sıcak filamanlar yerine, yarı iletkenlerin kesişim noktalarını kullanmaktadır. LED'ler çok dar aralıktaki dalga boylarında ışık ürettiklerinden filtre kullanımına ihtiyaç olmamaktadır. LED ışık cihazlarında; ışık üretmek için, halojen ışık cihazlarındaki gibi sıcak filamanlar kullanılmadığı için soğutma fanı bulunmamaktadır (Gronberg ve ark., 2006). LED'lerden yayılan ışığın dalgaboyu çoğu yapııştırıcının içerisinde bulunan foto-başlatıcı kamforkinonun emilimi için ideal dalga boyu olan 470 nm'dir (Gronberg ve ark., 2006).

LED'lerde elektrik akımı yarı iletken çiplerden geçerken, elektrik enerjisi doğrudan ışığa dönüşüp az bir enerji ısı olarak yayılmaktadır. LED'lerde gerçekleşen etkili enerji dönüşümü sayesinde cihazın kablosuz olabilmektedir (Gronberg ve ark., 2006). Halojen ışık cihazlarına kıyasla LED ışık cihazlarının yaşam süreleri 10000 saatin üzerindedir ve bu süre içerisinde ışığın çıkış gücü istikrarlıdır (Dunn ve Taloumis, 2002a; Swanson ve ark., 2004). LED ışık cihazları kronolojik olarak 1. jenerasyon, 2. jenerasyon ve 3. jenerasyon ışık cihazları olarak sınıflandırılmaktadır.

1. jenerasyon LED ışık cihazları ışık yoğunlukları düşük (tek bir LED kristali için, yaklaşık 5 mW) olduğundan dolayı kompozitin yetersiz sertleşmesine ve restorasyonların mekanik özelliklerinin kötüleşmesine yol açabilmektedir.

2. jenerasyon LED'ler indium galyum nitrit teknolojisini kullanırlar ve band aralığını değiştirerek belirli bir dalgaboyunda yüksek enerjili fotonlar üretebilmektedirler. Tek bir LED kristali için, yaklaşık 500 mW olduğundan 1. jenerasyona göre yüksek ışık yoğunluğuna sahiptir. 2. jenerasyon LED'ler rezin monomerlerinin polimerizasyonunu başlatan kamforkinonun emilim aralığına denk düşen daha dar spektrumda (400-500 nm) ışık üretirler. 2. jenerasyon LED'lerin güçleri dolayısıyla sertleştirme performansları (sertlik, kenar uyumu, mikro sızıntı), halojene ve 1. jenerasyon LED'lere kıyasla daha iyidir (Gronberg ve ark., 2006).

Günümüzde ışık cihazı üreticileri ışık yoğunluğu artırarak, daha az sertleşme süresi ile yeterli bağlanma dayanımına gücüne ulaşabildiğini bildirmişlerdir. 3 jenerasyon olarak tanıtılan yüksek yoğunluklu LED ışık cihazları 1200 mW/cm²-3200 mW/cm² arasında değişen ışık yoğunluğu ile 3 sn'ye kadar düşen ışınlama süresiyle günümüzde oldukça fazla tercih edilmektedir (Amato ve ark., 2014).

2.5. İndirekt Yapıştırma Tekniği

1972 yılında Elliott Silverman, Morton Cohen ve ark. tarafından tanıtılmış olan indirekt yapıştırma tekniği direkt yapıştırma tekniği'nin mevcut dezavantajlarını gidermek amacıyla geliştirilmiştir. Günümüzde Thomas'ın bioplast materyali kullanarak geliştirdiği indirekt yapıştırma tekniğinin çeşitli modifikasyonları kullanılmaktadır. Bunlar laboratuvar aşamasında braketlerin alçı modele tutturulması sırasında kullanılan materyaller, aktarma kaşığının tipi ve yapımı kullanılan materyaller, klinikte kullanılan yapıştırıcının tipi ve yapıştırmanın bölümlü ya da tam yapılması gibi farklılıklardan kaynaklanmaktadır (Sondhi, 1999; Thomas, 1979; Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005). İndirekt yapıştırma tekniği laboratuvar ve klinik aşamalarını içeren iki basamaklı bir tekniktir.

2.5.1. Laboratuvar aşamaları

- 1) Klinikte hastadan alınmış aljinat ölçüden alçı çalışma modeli elde edilir. Model üzerinde hava kabarcıkları veya alçı fazlalıkları gibi hatalar varsa dişlerin anatomik yapıları bozulmayacak şekilde düzeltilerek modelin kurumması için bir gün beklenir.
- 2) Kuruyan alçı model üzerinde braketlerin yerleştirileceği alanlar işaretlenir.
- 3) 1/1 oranında suyla seyreltilmiş lakla model izole edildikten sonra lakın kurumması için beklenir.
- 4) Yapıştırıcı pat olarak kimyasal veya ışıkla sertleşen rezin uygulan braketler daha önce çalışma modeli üzerinde belirlenmiş alanlara yerleştirilir. Braketleri alçı modeldeki dişlere yerleştirirken ilk zamanlarda karamel, yapıştırıcı tutkal ve ısı ile

sertleşen rezinler kullanılırken (Simmons, 1978; Thomas, 1979; White, 1999) günümüzde kimyasal (Moskowitz ve ark., 1996; Sinha ve ark. 1995) ya da ışıkla (Hickham, 1993; McCrostie, 2003; Miles, 2002; Read ve ark., 1998; A Sondhi, 1999) sertleşen rezinler tercih edilmektedir. Kimyasal sertleşen rezinlerin polimerizasyonlarının geç başlaması, karıştırma esnasında hava kabarcıklarının oluşması gibi dezavantajları olmasına karşın ışıkla sertleşen kompozit rezinlerle braketler alçı model üzerine daha hızlı ve etkili biçimde yerleştirilebilmektedir (Cooper ve Sorenson, 1993; Kalange, 1999; Miles, 2002; Sondhi, 1999). Braketlerin dişler üzerindeki pozisyonları kontrol edildikten sonra braket tabanlarının etrafından taşan rezin artıkları sond yardımıyla temizlenir.

5) Braketlerin yerleştirilmesinde kimyasal rezinler tercih edildiğinde polimerizasyon için 10 dakika beklenir. Işıklı polimerize olan rezinler tercih edildiğinde ise polimerizasyon ışığın aktivasyonu ile başlamaktadır.

6) Kompozit rezinin sertleşmesini takiben aktarma kaşığı hazırlanır. Kaşıklar opak (Xantopren, Optosil) veya şeffaf (Memosil) silikon ölçü maddesi ya da termoplastik materyalden (Copyplast, Bioplast) yapılabilmektedir (Echarri ve Kim, 2004). Bu teknikte kullanılan aktarma kaşıkları bir çenedeki tüm dişleri içeren kaşıklar (tüm-ark kaşıkları) ve tek bir diş içeren kaşıklar (tek-diş kaşıkları) olmak üzere iki ana grupta incelenebilir (Echarri ve Kim, 2004)

7) Aktarma kaşığı braketlerle birlikte alçı model üzerinden çıkartılmadan önce, yalıtım için kullanılan lakin çözünbilmesi model ılık su dolu bir bolde yaklaşık 20 dakika bekletilir.

8) Modelden üzerinden çıkartılan aktarma kaşığı bioplast materyalinden yapıldığında kenarları diş etinin yaklaşık 1-2 mm altından, silikon ile hazırlandığında ise braket bitim yerlerinden kesilerek şekillendirilir.

9) Nihai şeklini alan aktarma kaşık akan suyun altında yumuşak bir fırça ile temizlenir. Kalmış olabilecek lak artıklarının temizlenebilmesi için de braket tabanına 50 µ'luk alüminyum oksit tozu ile kumlama yapılır.

10) Hazırlanan kaşık kullanılabildiği kadar bir kutu içinde muhafaza edilir.

2.5.2. Klinik aşamaları

- 1) İlk olarak hastanın dişleri pomza ile temizlendikten sonra temizlenerek nem kontrolü sağlanır.
- 2) Dişler %37'lik fosforik asitle donuk mine yüzeyi elde edilene kadar pürüzlendirildikten sonra diş yüzeyindeki asit hava-su spreyiyle uzaklaştırılarak mine yüzeyi kurutulur. Asitlenmiş tüm diş yüzeyine bond sürülerek ışınlanır.
- 3) Aktarma kaşığı içindeki braketlerin tabanlarına ışıkla polimerize olan rezin uygulanarak kaşık dişlerin üzerine yerleştirilir. 1-2 dakika basınç uygulayarak kaşık içindeki braketlerin dişlere sıkıca temas etmesi sağlanır. Polimerizasyonun başlaması için seçilen ışık kaynağına göre ışık belli sürelerde uygulanır.
- 4) Aktarma kaşığının hasta ağızından uzaklaştırılması sırasında braketlerin kopmasını engellemek için lingualden bukkale doğru çıkartılır.
- 5) Dişlere yapıştırılmış braketlerin etrafında kalan rezin artıkları bir sond ya da tungsten karbid frezle dişlerin kontak yüzeyleri ise diş ipi yardımıyla temizlenir.

Ortodontik tedavi sonrasında iyi bir kapanışın elde edilebilmesi için dişlere üzerine braketlerin doğru pozisyonda yerleştirilmesi oldukça önemli bir konudur. Braketlerin tedavi başında hatalı yerleştirilmesi tedavi süresinin uzamasına, maliyetin artmasına, istenmeyen diş hareketlerine ve kök rezorpsiyonuna neden olabilmektedir. Hatalı konumlanmış braketler ortodontik tedavinin seviyeleme ya da sıralama gibi erken aşamalarında düzeltilmesi gerekmektedir (Roth, 1981). İndirekt yapıştırma tekniğiyle braketlerin alçı dişler üzerine yerleştirilmesinde görüş açısının daha iyi olmasından dolayı uyumlu bir marjinal kenar ve kontak noktası ilişkisi kurmak daha kolay olmaktadır (Kalange, 2004). John Kalange 2004 yılında yayınlanan makalesinde direkt yapıştırma tekniğine kıyasla indirekt yapıştırma tekniğinin avantajlarını klinik, teknik ve ergonomik olmak üzere üç ana başlık altında toplamıştır.

2.6. İndirekt Yapıştırma Tekniğinin Avantajları

2.6.1. Klinik avantajlar

1. Braketleme randevusunda hasta rahatsızlığının azaltılması
2. Düzgün sıralanmış dişlerin konumlarının korunabilmesi
3. Aşırı düzeltme'overcorrection' yapılabilmesi
4. İç/dış-in-out kontrolünün daha iyi yapılabilmesi
5. Dik yön kontrolünün daha iyi yapılabilmesi
6. Seramik braketlerin alt çene dişlerine daha doğru konumda yerleştirilebilmesi

2.6.2. Teknik avantajlar

1. Temporomandibuler eklem sağlığının korunabilmesi
2. Daha az istenmeyen diş hareketi ve kök rezorpsiyonu
3. Ortodontik tedavinin stabilitesinin arttırılabilmesi
4. Hastanın ağız hijyeninin korunabilmesi

2.6.3. Ergonomik avantajlar

1. Klinikte braketleme ve braketlerin çıkartılması için harcanan zamanın azalması
2. Hekim sağlığının korunması

2.7. İndirekt Yapıştırma Tekniğinin Dezavantajları

1. İndirekt yapıştırma tekniğinde laboratuvar işlemleri fazladan bir seans ve yardımcı personel gerektirmektedir (Hodge ve ark., 2001; McCrostie, 2003; White, 1999).
2. İndirekt yapıştırma metodu hem laboratuvar hem de klinik basamaklarında hassas çalışılmasını gerektirmektedir (Thomas, 1979; White, 1999; Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005)

3. Braketleri alçı dişler üzerine yapıştırılmasında kimyasal sertleşen rezin uygulandığında rezin içinde bağlanma dayanıklılığının azalmasına sebep olacak hava kabarcıkları kalabilmektedir (Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005)
4. Braketler hastanın dişlerine aktarılırken, rezin braket kenarlarından taşarak dişlerin kontak yüzeylerine yayılabilmektedir. Bu durumda hastanın ağız hijyenini koruyabilmek için taşan rezin artıkları temizlenmesi gerekmektedir (Kasrovi ve ark., 1997; Sondhi, 1999; Thomas, 1979).
5. Doğru uygulanmayan indirekt yapıştırma tekniğinde braketlerin dişlere yanlış konumda yapışması sonucunda yapıştırma işleminin tekrarlanması ekstra zaman gerektirmektedir (Kasrovi ve ark., 1997; Klocke ve ark., 2003b; Klocke ve ark., 2003a; Polat ve ark., 2004).
6. Klinik kron boyu kısa olan veya aşırı rotasyonlu dişlerde bu yapıştırma tekniğini uygulamak zor olabilmektedir (Scholz, 1983; Thomas, 1979).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Dişler

Araştırmada çekim endikasyonu konulmuş olan 160 adet çürüksüz, dolgusuz, çekim sırasında hasar görmemiş olan alt keser diş kullanılmıştır. Toplanan bu dişler bonding aşamasına kadar oda sıcaklığında serum (%0.9 NaCl) içerisinde bekletilmiştir.

3.2. Braketler

.018” slot (Roth Sistem, Gemini, 3M Unitek, USA) kafes örgü kaideli, paslanmaz çelik alt keser diş braketleri kullanılmıştır.

3.3. Asit Jel

Dişleri bonding işlemine hazırlamak için % 35 fosforik asit içeren jel formundaki şırıngalar (Etching Gel System, 3M Unitek, USA) kullanılmıştır.

3.4. Adeziv Sistemleri

Tüm bonding işlemlerinde ışıkla sertleşen rezin (Transbond XT, 3M Unitek, USA) kullanılmıştır.

3.5. Işık Kaynağı

Bonding işlemlerinde yüksek yoğunluklu LED ışık kaynağı (Valo, Opal Orthodontics by Ultradent, USA) kullanılmıştır.

3.6 Aktarma Kaşığı Materyali

Araştırmada iki farklı aktarma kaşığı hazırlanmasında indirekt bonding metodu kullanılmıştır. Bu metodların ilkinde aktarma kaşığının hazırlanmasında şeffaf silikon materyali (Emiluma ve Lumaloc Opal Orthodontics by Ultradent, USA) kullanılırken

diğer metod ise bioplast materyali (Essix Plastic, Dentsply, USA) ile aktarma kaşığı hazırlanmıştır.

a) şeffaf silikon materyali:

İlk metottaki aktarma kaşıklarını hazırlamak amacıyla iki farklı şeffaf silikon maddesi kullanılmıştır. Bunlardan ilki daha akıcı kıvamda olup braket etrafındaki retantif yüzeylerin etrafını örtmek amacıyla kullanılmıştır (Emiluma, Opal Orthodontics by Ultradent, USA). Diğer kullanılan şeffaf silikon (Lumaloc, Opal Orthodontics by Ultradent, USA) ise daha katı bir materyal olup tüm dişlerin bukkal yüzeylerini örtüleyip ark formu oluşturarak aktarma kaşığı hazırlanmasında kullanılmıştır

b) Bioplast materyali:

Diğer indirekt bonding metodundaki aktarma kaşığı hazırlama metodu ise alçı modellerin üzerini örten vakumla şekillenen bioplast materyalidir (Essix Plastic, Dentsply, USA). İlk tabaka 0.5 mm kalınlığında olup braketleri kavramak amacıyla model üzerine yerleştirilen yumuşak bioplast materyalidir. Bu materyalin daha rigid bir şekilde ağız ortamına aktarılmasını sağlamak için de 1 mm kalınlığında sert bioplast materyali (Essix Plastic, Dentsply, USA) kullanılmıştır.

3.7. Dişlerin ve çene modellerinin hazırlanması

Deney aşamasına kadar serum içinde saklanan 160 adet alt keser dişler çalışma başında fırça ve pomza (İmıpomza, İmicryl, Türkiye) ile temizlenip yıkanarak her grupta 4 keser diş olacak şekilde 40 eşit gruba ayrılarak dişler alt çene modeline şiddetli çapraşıklık olacak şekilde yerleştirilmiştir. Hasta başında geçen klinik uygulamayı simule edebilmek için de diş ünitlerine (Estetica E30, Kavo, Germany) monte edilebilen fantom kafalara (Dental simulation units, Kavo, Germany) köpek dişleri ve posterior diş grubu akrilik (EWL model teeth, Kavo, Germany) olan çeneler

(Basic study model, Kavo, Germany) yerleştirilmiştir. Yerleştirilen çekilmiş kesici dişlerin mesio distal boyutları oluşturulacak olan çapraşıklığın standardize edilebilmesi için gerekli miktarda stripping yapılarak eşit hale getirilmiştir. Dişler 6 mm'den fazla çapraşıklık olacak biçimde yerleştirilerek pembe mum ile akrilik modele sabitlenmiştir. Her defasında aynı miktarda çapraşıklığa sahip olan modeller elde edebilmek için ise model dublike edilerek elde edilen alçı modele bioplast materyali uyumlandırılmıştır. Bu bioplast materyali bir sonraki modele çekilmiş dişlerin yerleştirilmesine rehberlik oluşturması için kullanılmıştır (Şekil 1).

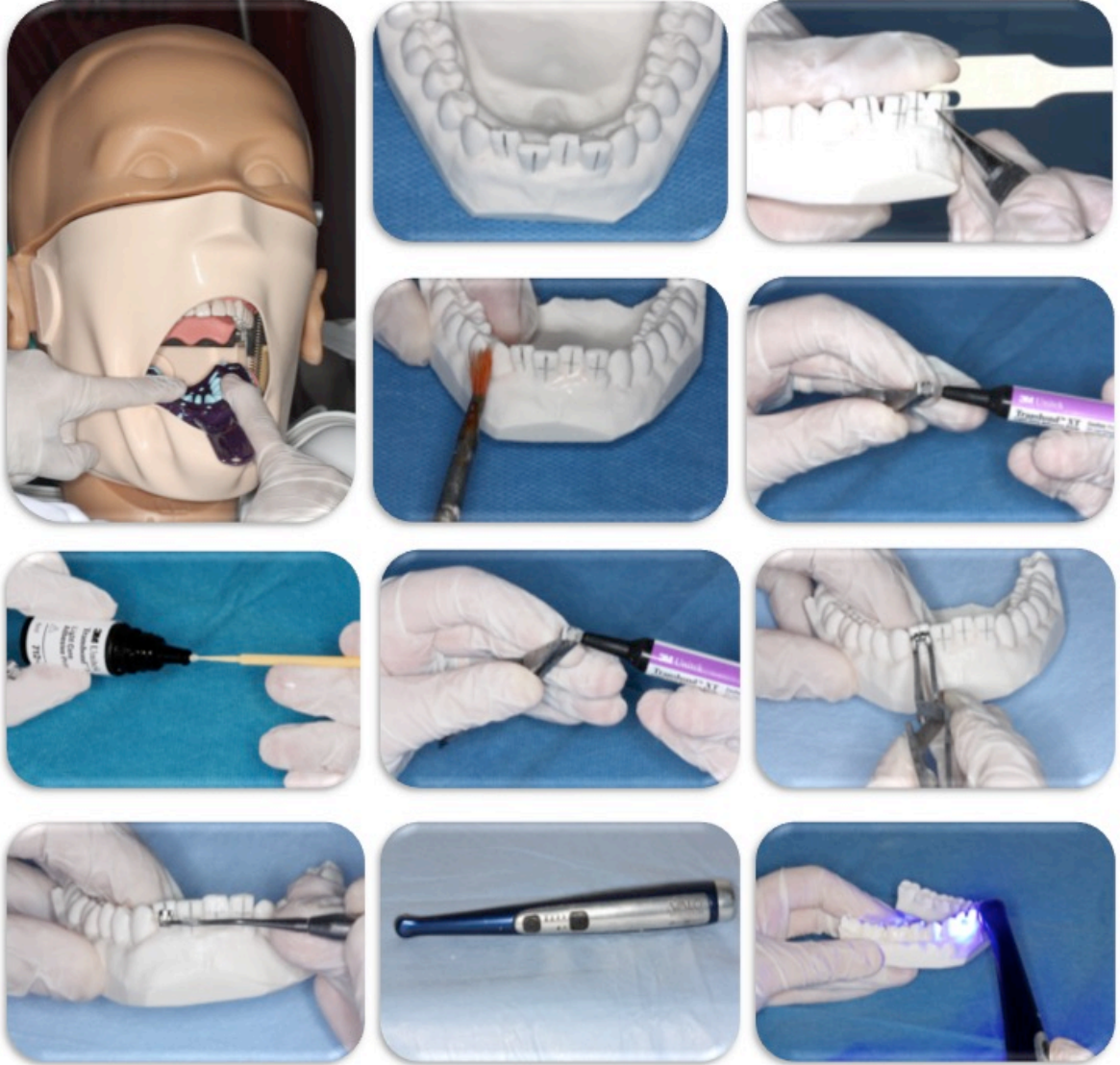


Şekil 1. Dişlerin ve çene modelinin hazırlanması.

3.8. Alçı modelde braketlerin yerleştirilmesi

Araştırmamızda kliniğimizde en çok kullanılan 0.18" slot braketler (Roth Sistem, Gemini, 3M Unitek, USA) tercih edilmiştir. Tabanlarına rezin (Transbond XT, 3M Unitek, USA) uygulanan alt keser braketleri alçı dişler üzerine uygun pozisyonda, diş yüzeyi ile braket tabanı arasında minimum miktarda rezin kalacak şekilde yerleştirilmiştir. Braket tabanının kenarlarından taşan rezin artıkları bir sond yardımıyla temizlenmiştir. Çalışma modelindeki braketler yerleştirildikten sonra,

rezinin sertleşmesi için led ışık cihazının (Valo, Opal Orthodontics by Ultradent,USA) Xtra Power Quadrant Mode 3200mW/cm² seçilerek her diş 3 sn ışınlanmıştır (Şekil 2).



Şekil 2. Alçı model elde edilmesi ve model üzerine braketlerin yerleştirilmesi.

3.9. Aktarma kaşıklarının hazırlanması

a) Şeffaf silikon aktarma kaşığının hazırlanması

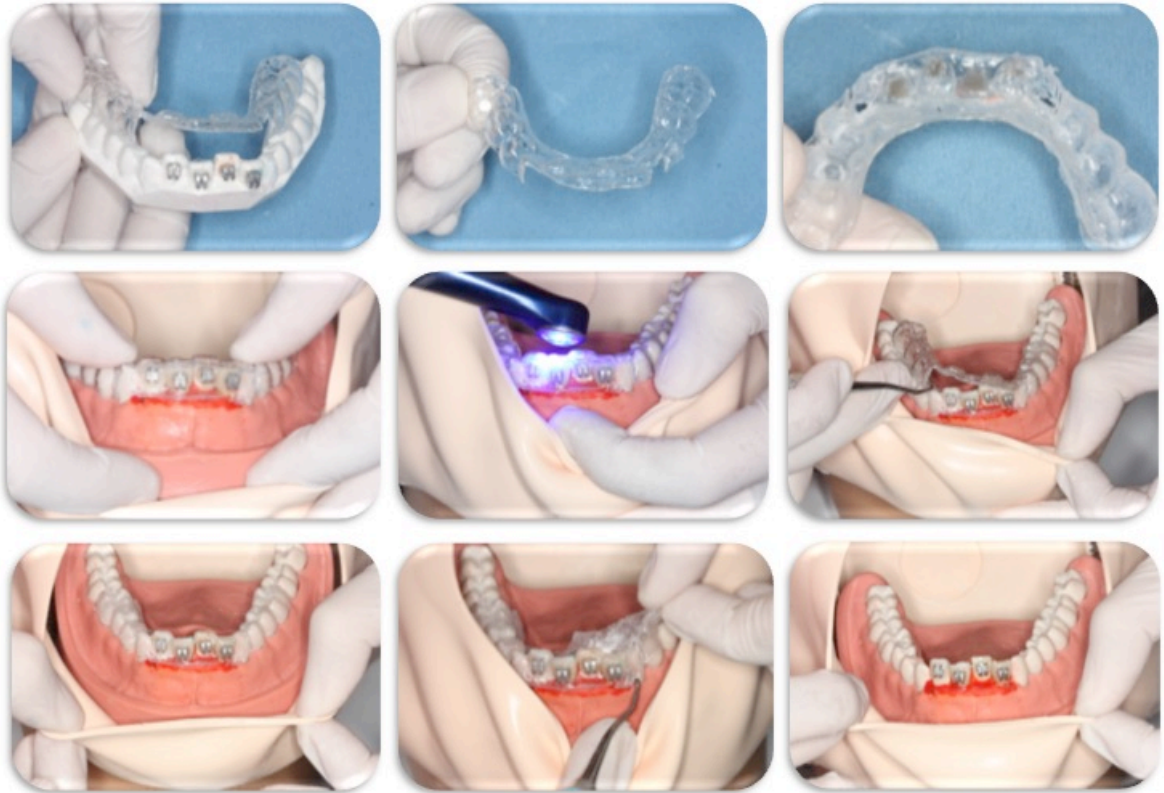
Alçı model üzerine braketler uygun pozisyonda yerleştirildikten sonra ilk aktarma kaşığı materyali olan şeffaf silikon maddesi ile aktarma kaşığı hazırlanmıştır. Kullanılacak olan ilk şeffaf silikon (Emiluma, Opal Orthodontics by Ultradent, USA) akıcı kıvamında olup birbirine yakın iki tüpten gelen silikon ve katalizör karıştırıcı parçanın olduğu silikon tabancası yardımı ile homojen bir şekilde karışmıştır. Hazırlanan akıcı kıvamdaki bu silikon materyali yalnızca braket yüzeylerinin üzerinin örtülmesi için kullanılmıştır. Daha sonra kullanılan yoğun kıvamında olan şeffaf silikon materyali (Lumaloc, Opal Orthodontics by Ultradent, USA) ise dişlerin bukkal, oklüzal ve palatinal yüzeylerine uygulanmıştır. Silikonun sertleşmesi için 5 dakika beklenmiştir. Silikon aktarma kaşığının modelden kolayca ayrılabilmesi için de model yaklaşık 20 dakika su içerisinde bekletilmiştir (Şekil 3).



Şekil 3. Şeffaf silikon materyali ile aktarma kaşığının hazırlanması.

b) Bioplast materyali ile aktarma kaşığının hazırlanması

Alçı model üzerinde braketleme işlemini yapıldıktan sonra çene modeli üzerine 0.5 mm kalınlığında yumuşak bioplast materyali vakumlanıp, braketler hizasında trimlenmiştir. Elde edilen kaşığı ağız ortamına aktarırken daha rigid bir yapıda olması için 1 mm kalınlığında sert yapıda olan ikinci bir bioplast materyali vakumlanmıştır. İki materyalin kolayca birbirinden ayrılabilmesi için de ayrıca pudra kullanılmıştır. Sert yapıda olan bioplast materyali vakumlanmadan önce light body silikon (Speedex, Coltene, Switzerland) ile braketlerin üzeri örtülerek braket yapısından kaynaklanacak tutucu alanlar ortadan kaldırılmış ve böylece sert bioplast materyalin braketleri dişlerden uzaklaştıracak kuvvetler uygulamasının önüne geçilmiştir (Şekil 4).



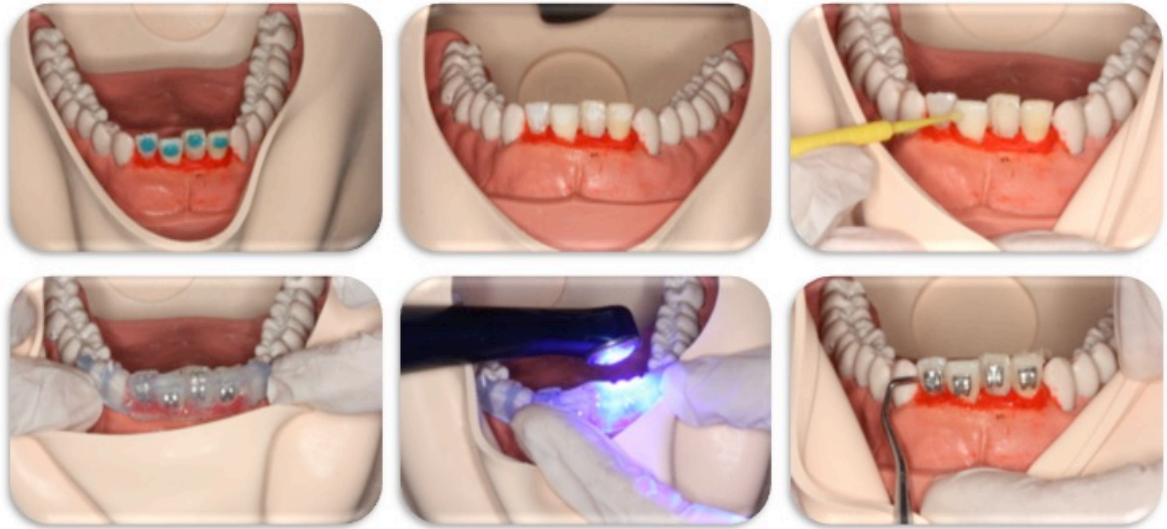
Şekil 4. Bioplast materyali ile aktarma kaşığının hazırlanması.

3.10. Bonding işlemi

Bonding işlemi çalışma modelindeki dişlerin hazırlığı ve aktarma kaşığı içindeki braketlerin yerleştirilmesi olarak 2 aşamada gerçekleştirilmiştir.

Dişler 30 sn boyunca % 35 lik fosforik asitle pürüzlendirilmiştir. Dişlere daha sonra primer (Transbond XT, 3M Unitek) uygulanmıştır.

Her iki indirekt bonding metodu uygulanarak hazırlanan ve aktarma kaşıklarında bulunan braketlerdeki kurumuş olan lak ve kenarlarından taşmış olan rezin kalıntıları 50 µ'luk alüminyum oksit tozu (Korox 50 Bego, USA) ile kumlanarak temizlenmiştir. Braket tabanlarına primer (Transbond XT, 3M Unitek, USA) ve rezin (Transbond XT, 3M Unitek, USA) uygulanmıştır. Bu işlem sonunda aktarma kaşığı asitle (Etching Gel System, 3M Unitek, USA) pürüzlendirilmiş ve primer (Transbond XT, 3M Unitek, USA) uygulanmış dişler üzerine yerleştirilerek her diş led ışık cihazı (Valo, Opal Orthodontics by Ultradent, USA) ile Xtra Power Quadrant Mode 3200mW/cm² seçilerek her diş 3 sn ışınlanmıştır (Şekil 5).

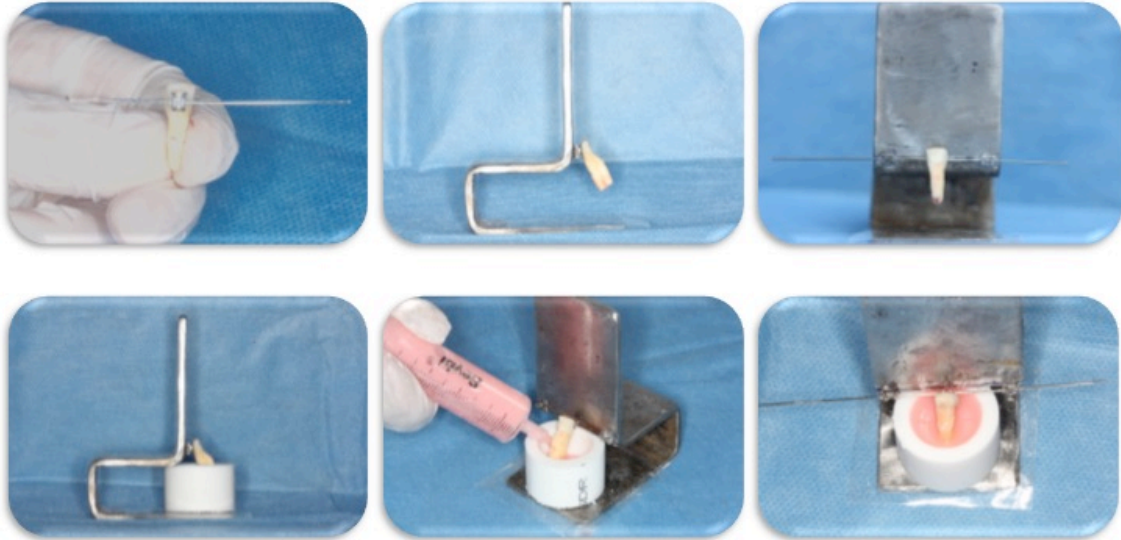


Şekil 5. Bonding işlemi.

3.11. Basma dayanımı testi

a) İndirekt bonding yapılan dişlerin akrilik bloklara yerleştirilmesi

Pembe mumla modele sabitlenen dişler modelden sökülerek üzerlerindeki mum artıkları temizlenmiştir. Dişler 17 mm çapında 18 mm yüksekliğinde yuvarlak polivinil klorür (pvc) slindirler içerisine Sabatoski ve arkadaşlarının 2010 yılında yaptıkları çalışmada tasarlamış oldukları alet ile soğuk akrile (Imicryl, Türkiye) dişler braketleri yere paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir. Sabatoski ve ark'dan farklı olarak tasarlanan alete 2 adet premolar braketli alet tabanından 23 mm yüksekliğe yapıştırılmıştır. Akrile gömülecek olan dişin braket yüzeyinin yere paralelliğinin sağlanması için tork verilmiş olan 16 x 22 çelik tel dişe ligatüre edilmiştir. Tele bağlanmış olan keser diş alet üzerindeki braketlere ligatüre edilerek braket yüzeyinin yere paralelliği kontrol edilmiştir (Şekil 6). Akrilin sertleşmesi sırasında dişleri içeren bu bloklar su içinde bekletilmiştir.

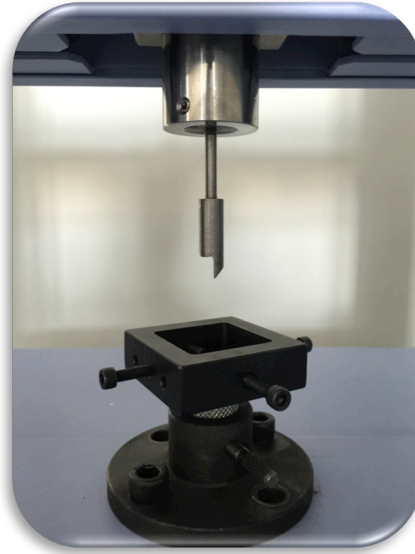


Şekil 6. Dişlerin akrile gömülmesi.

b) Basma dayanımı testinin uygulanması

Basma dayanımı akrilik bloklara yerleştirilmiş olan dişler üzerindeki braketlere Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan universal test cihazında (Autograph AGS-X, Shimatzu, Japonya) yapılmıştır. Bu cihazın biri sabit diğeri hareketli iki parçası bulunmaktadır. Sabit olan alt parça üzerine yerleştirilen herhangi bir maddeye, hareketli olan üst parça yardımıyla dik yönde gerilme veya sıkışma kuvvetleri uygulanabilmektedir. Cihazının elektronik göstergesinde ise uygulanan kuvvetin Newton cinsinden değeri kaydedilmektedir.

Universal test cihazının hareketli üst tablası 0.5 mm/dk hızda hareket edecek şekilde ayarlanmıştır. Uygulanacak debonding kuvvetinin yönü ise braket tabanına paralel olacak şekilde ligatür oluşuna uygulanmıştır (Şekil 7).



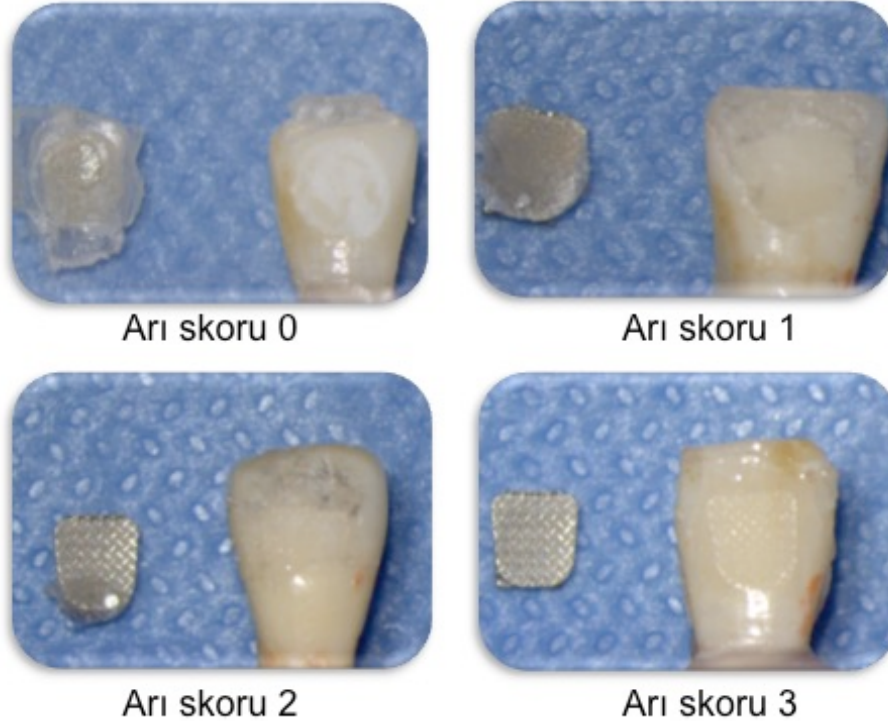
Şekil 7. Basma dayanım testinde kullanılan uç.

3.12. Mine–adeziv-braket ara yüzünde meydana gelen kopmanın değerlendirilmesi

Basma dayanımı testi sonucunda birbirinden ayrılmış olan diş ile braket yüzeyleri Artun ve Bergland, 1984 yılında kullanmış oldukları Adeziv Artık İndeksi (ARI)'ne göre incelenerek, diş yüzeyinde kalan adeziv miktarı skorlanmıştır. ARI'ya göre yapılan skorlama ise;

- 0: Diş üzerinde hiç adeziv artığı kalmadığını,
- 1: Diş üzerinde kalan adeziv artığının % 50'den az olduğunu,
- 2: Diş üzerinde kalan adeziv artığının % 50'den fazla olduğunu,
- 3: Tüm adezivin diş üzerinde kaldığını ifade etmektedir.

Araştırmada tüm örnekler mikroskop (Leica M320, Singapore) ile 10X büyütme altında değerlendirilmiştir (Şekil 8).



Şekil 8. Farklı ARI skorları alan örneklerin 10X büyütme altındaki mikroskop görüntüleri.

3.13. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) için Hazırlanması

Bağlanma dayanımı testinden sonra Her bir grup için 0, 1, 2, 3 ARI skoru değeri alan örnekler seçilerek taramalı elektron mikroskobu ile 12X, 18X, 100X, 250X, 500X ve 1000X büyütmelede görüntüler alınmıştır. 12X büyütmede ana hatlarıyla tüm diş yüzeyi görülebilmesi, 18X büyütmede diş yüzeyinde braketin yerleştiği alanın daha ayrıntılı gözlenebilmesi amaçlanmıştır. 100X, 250X, 500X ve 1000X büyütmelede ise kompozit ile mine yüzeyi arasındaki bağlantı yüzeyi, mine yüzeyindeki değişiklikler daha ayrıntılı gözlenmektedir. Örnekler Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan düşük hızlı (200 rpm), su soğutmalı elmas separe (Isomet, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) ile bukkolingual yönde kronun tam ortasından dikey kesit alınmıştır. Alınan örnekler Joves ve ark., (2013) yılında yaptıkları çalışmadaki protokole göre smear tabakasının uzaklaştırılması için %2.5'lük glutaraldehit solüsyonu içinde 2 saat sabitlendikten sonra pH'ı 7 olan fosfat tamponu ile yıkandı. Ardından etanol solüsyonları serisinde (%50, 60, 70, 80 ve 90'lık solüsyonlarda 25 dakika, % 95'lik etanol solüsyonunda 1 saat boyunca) dehidrate edildi. Daha sonra SEM analizi için kurumaya bırakıldı. SEM değerlendirilmesi ve kaplanması Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi Elektron Mikroskobu Laboratuvarı'nda (Konya, Türkiye) gerçekleştirildi. Örnek yüzeyleri Cressington Coater 108 (Almanya) ile havasız bir ortamda altın ile kaplandı ve SEM (Zeis Evo, Göttingen, Almanya) altında incelendi.

3.14. İstatistiksel Değerlendirme:

Üzerinde durulan özelliklerden sürekli değişkenler için tanımlayıcı istatistikler; ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerler olarak ifade edilirken, kategorik değişkenler için sayı ve yüzde olarak ifade edilmiştir. Sürekli değişkenler bakımından grup ortalamalarını karşılaştırmada tek ve iki yönlü varyans analizi yapılmıştır. Varyans analizini takiben farklı grupları belirlemede duncan çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Gruplar ile kategorik değişkenler arasındaki ilişkiyi

belirlemede ise ki-kare testi yapılmıştır. Hesaplamalarda istatistik anlamlılık düzeyi %5 olarak alınmış ve hesaplamalar için SPSS istatistik paket programı kullanılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Basma Dayanımı Testi Bulguları

Bağlanma dayanımına etki bakımından ARI skoru ve grupların birlikte ele alınması ile yapılan faktöriyel varyans analizi (İki Yönlü ANOVA) sonucunda ARI skoru ile grup interaksiyonu istatistik olarak anlamlı bulunmamıştır. Diğer bir ifade ile ARI skoru ve gruplar birlikte bağlanma dayanımı ile ilişkili bulunmamıştır. Bu nedenle de tek yönlü varyans analizleri ile gruplar ve ARI skorları ayrı ayrı incelenmiştir.

Silikon ve bioplast gruplarına ait basma dayanımı testi için tanımlayıcı istatistikler ve karşılaştırma sonuçları Tablo 1’de sunulmuştur. Basma dayanımı testi bulguları hesaplanırken universal test cihazının elektronik göstergesinde uygulanan kuvvetin Newton cinsinden değeri braket taban alanına bölünüp megapaskal birimine çevrilerek hesaplanmıştır.

Tablo 1. Gruplar için basma dayanım testine ait tanımlayıcı istatistikler.

	Silikon		Bioplast		
n	80		80		
	M±SD	MIN-MAX	M±SD	MIN-MAX	p
BDT					
(megapaskal)	5,13±1,81	1,40-11,76	5,93±2,19	0,60-11,75	p=0,0012

BDT: Basma Dayanımı Testi,

M: Ortalama,

SD: Standart Sapma,

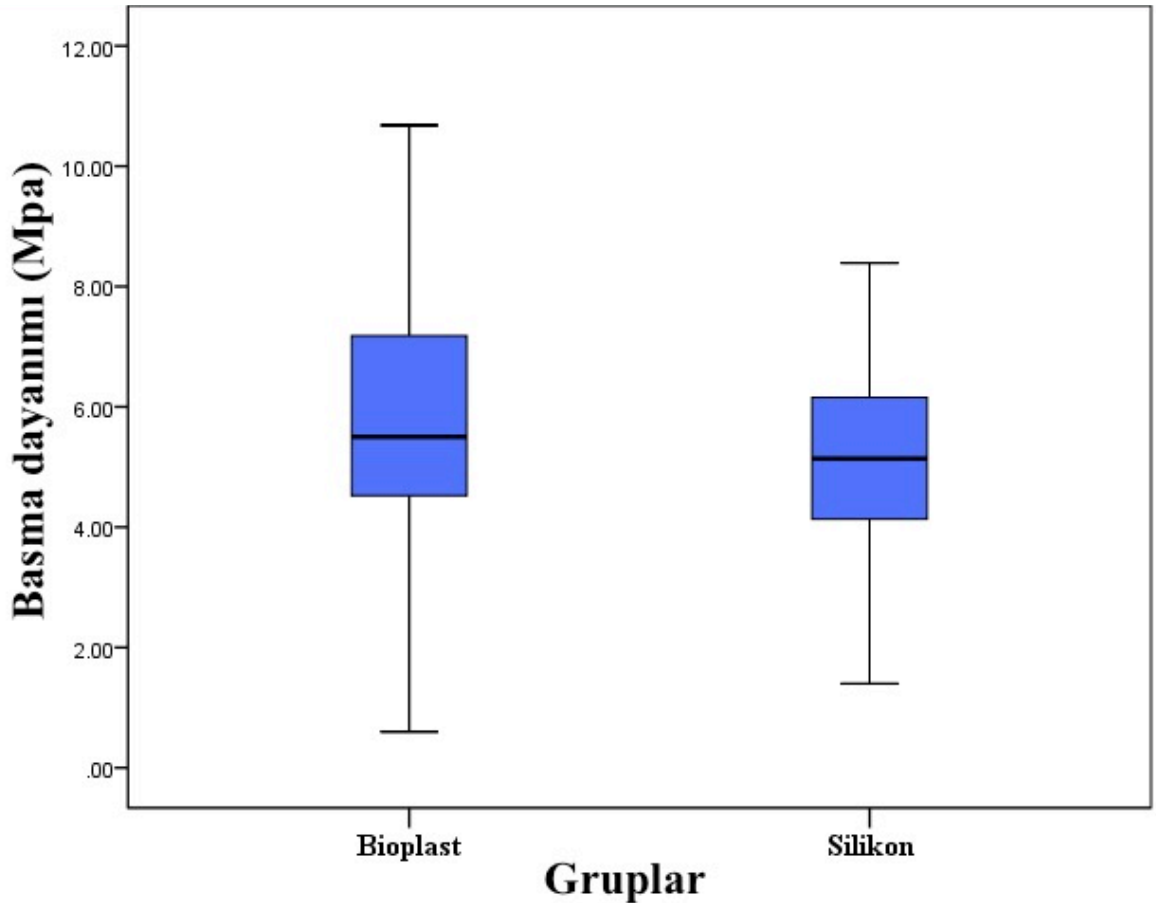
MIN-MAX: Minimum-Maksimum,

n: Örnek Sayısı

Silikon grubuna ait basma dayanım testi ortalaması $5,13 \pm 1,8$ MPa olarak bulunmuştur. Bu grupta en düşük ve en yüksek değerleri ise sırasıyla 1,4 ve 11,76 MPa olarak belirlenmiştir.

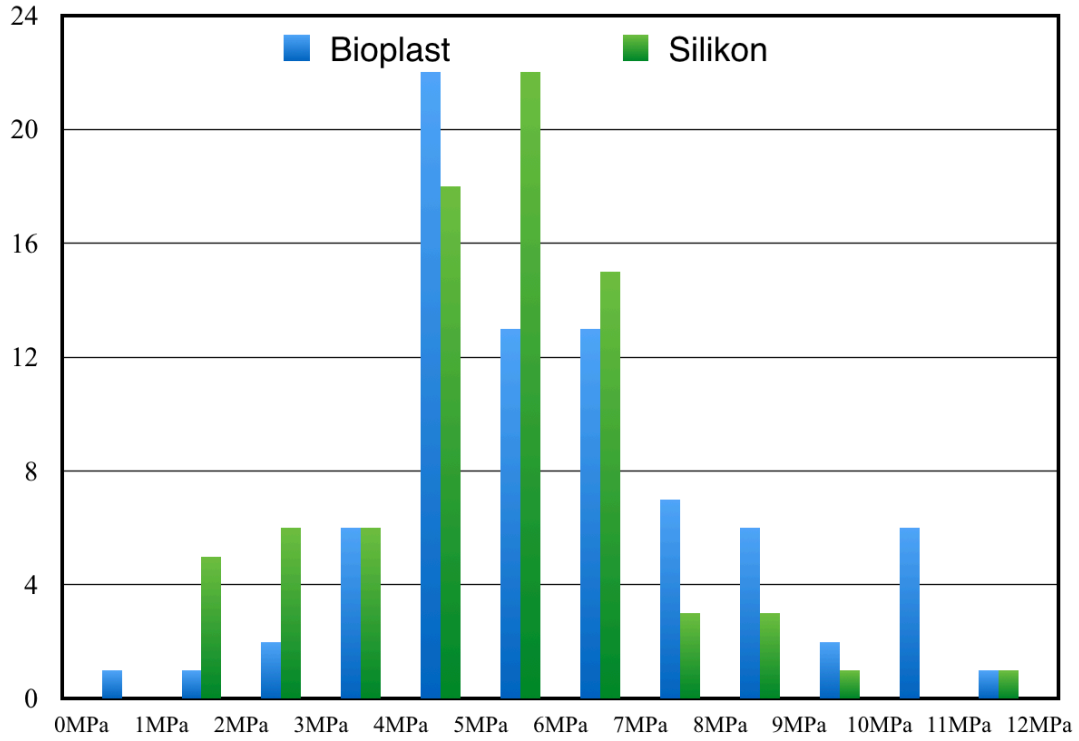
Benzer şekilde bioplast grubuna ait basma dayanımı testi ortalaması $5,93 \pm 2,19$ MPa olarak bulunmuştur. Bu grupta en düşük ve en yüksek değerleri ise sırasıyla 0,6 ve 11,75 MPa olarak belirlenmiştir.

Basma dayanım testi sonuçlarına göre bioplast grubu ve silikon grubu ortalamaları arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$). Buna göre bioplast grubunun basma dayanım testi değeri, silikon grubundan daha yüksektir.



Şekil 9. Basma dayanım testi (BDT) sonuçlarının gruplara göre dağılımı.

Verilerin Dağılımı



Şekil 10. Bağlanma dayanım miktarına göre örnek sayısının dağılımı.

4.2. Kopma Bölgelerine Ait Bulgular

Basma dayanımı testi uygulanan örneklerin mine yüzeyinde kalan kompozit rezin artıkları ARI yardımı ile değerlendirilmiştir.

4.2.1. Adeziv kalıntı indeksi (ARI Skor) bulguları

Basma dayanımı testi uygulanan örneklerin mine yüzeyinde kalan kompozit rezin artıkları ARI ile değerlendirilmiştir. bioplast ve silikon grupları için ARI skorlarının dağılımı Tablo 2’de ve Şekil 10’da verilmiştir.

Tablo 2. ARI skorlarının dağılımı ve ki-kare testi sonuçları.

Gruplar	ARI skor				N	Ki-kare Testi
	0	1	2	3		
Silikon	1	8	29	42	80	Ki-kare=13.047
Bioplast	4	6	11	59	80	P= 0,001

ARI skorları:

0: Diş üzerinde hiç adeziv artışı yok

1: Diş üzerinde kalan adeziv artışı % 50'den az

2: Diş üzerinde kalan adeziv artışı % 50'den fazla

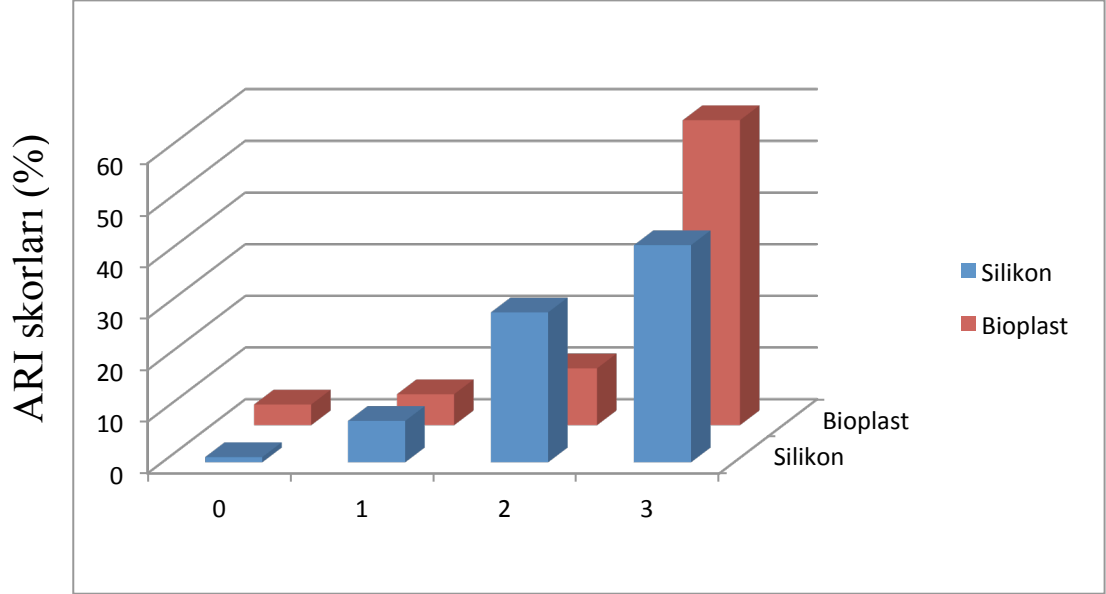
3: Tüm adeziv artışı diş üzerinde

n: örnek sayısı

ARI skorlarının dağılımı ile gruplar arasındaki ilişki istatistik olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.01$). Buna göre ARI skorlarının dağılımı gruplara göre farklılık göstermektedir.

Silikon grubundaki ARI skorları değerlendirildiğinde en yüksek yüzdellik değer %52.5 ile 3 nolu skorda, en düşük yüzdellik değer %1.3 ile 0 nolu skorda belirlenmiştir.

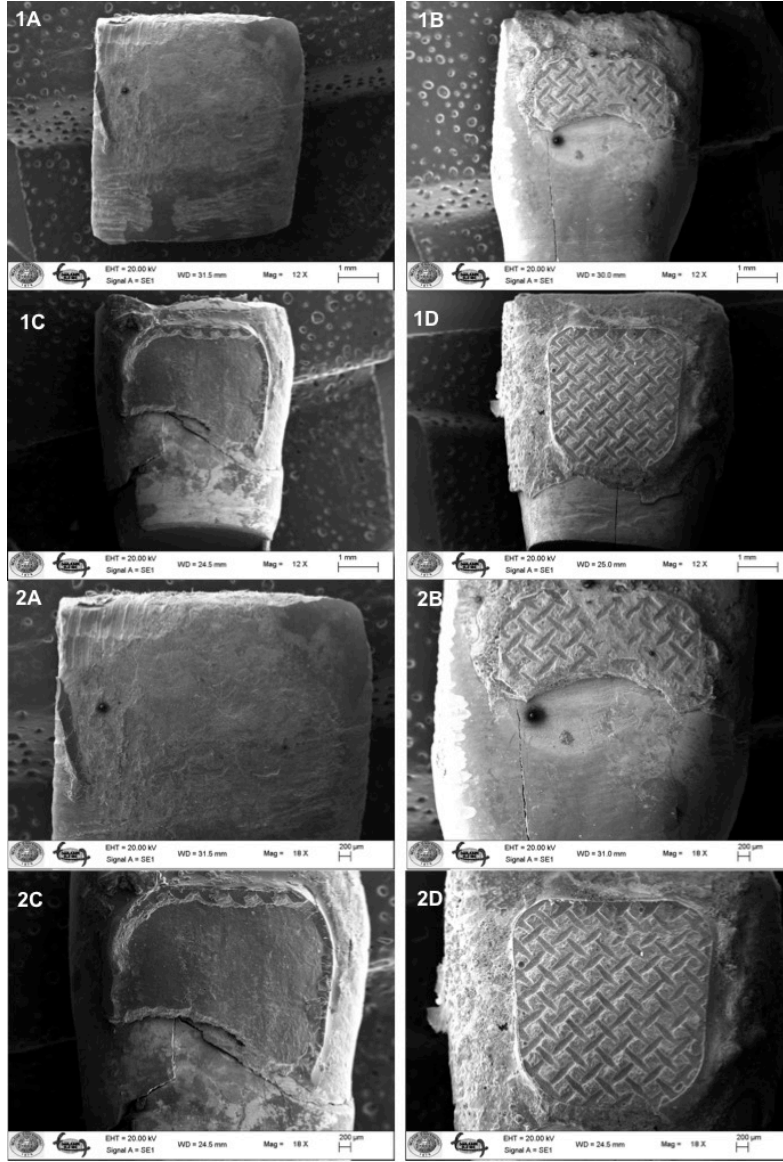
Bioplast grubundaki ARI skorları değerlendirildiğinde en yüksek yüzdelik değer %73.8 ile 3 nolu skorda en düşük yüzdelik değer %5 ile 0 nolu skorda belirlenmiştir.



Şekil 11. ARI skorlarının gruplara göre dağılımı.

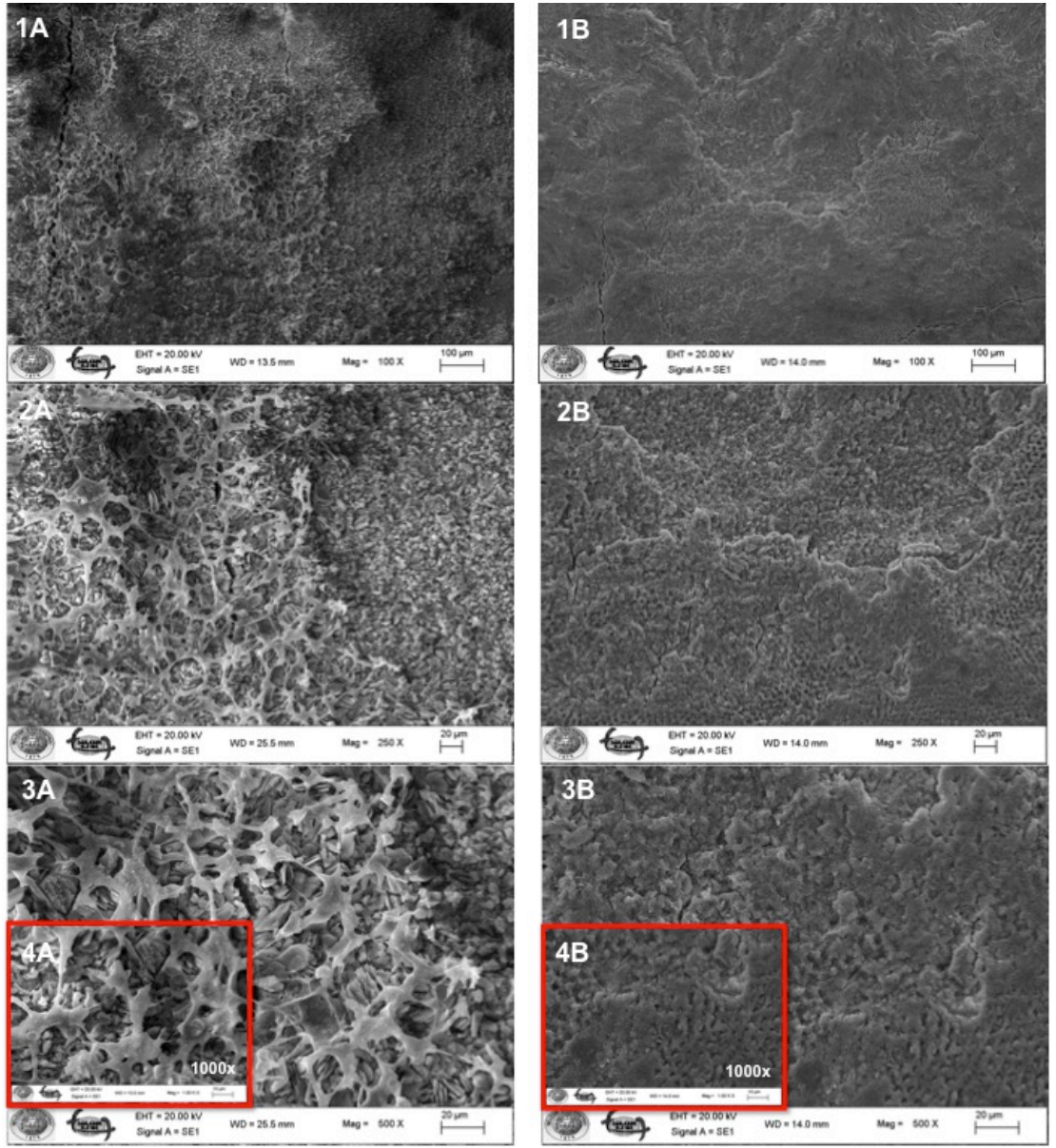
4.2.2. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) bulguları

Her bir grup için 0, 1, 2, 3 ARI skoru değeri alan örnekler seçilerek taramalı elektron mikroskobu ile 12X, 18X, 100X, 250X, 500X ve 1000X büyütmelede görüntüler alınmıştır.



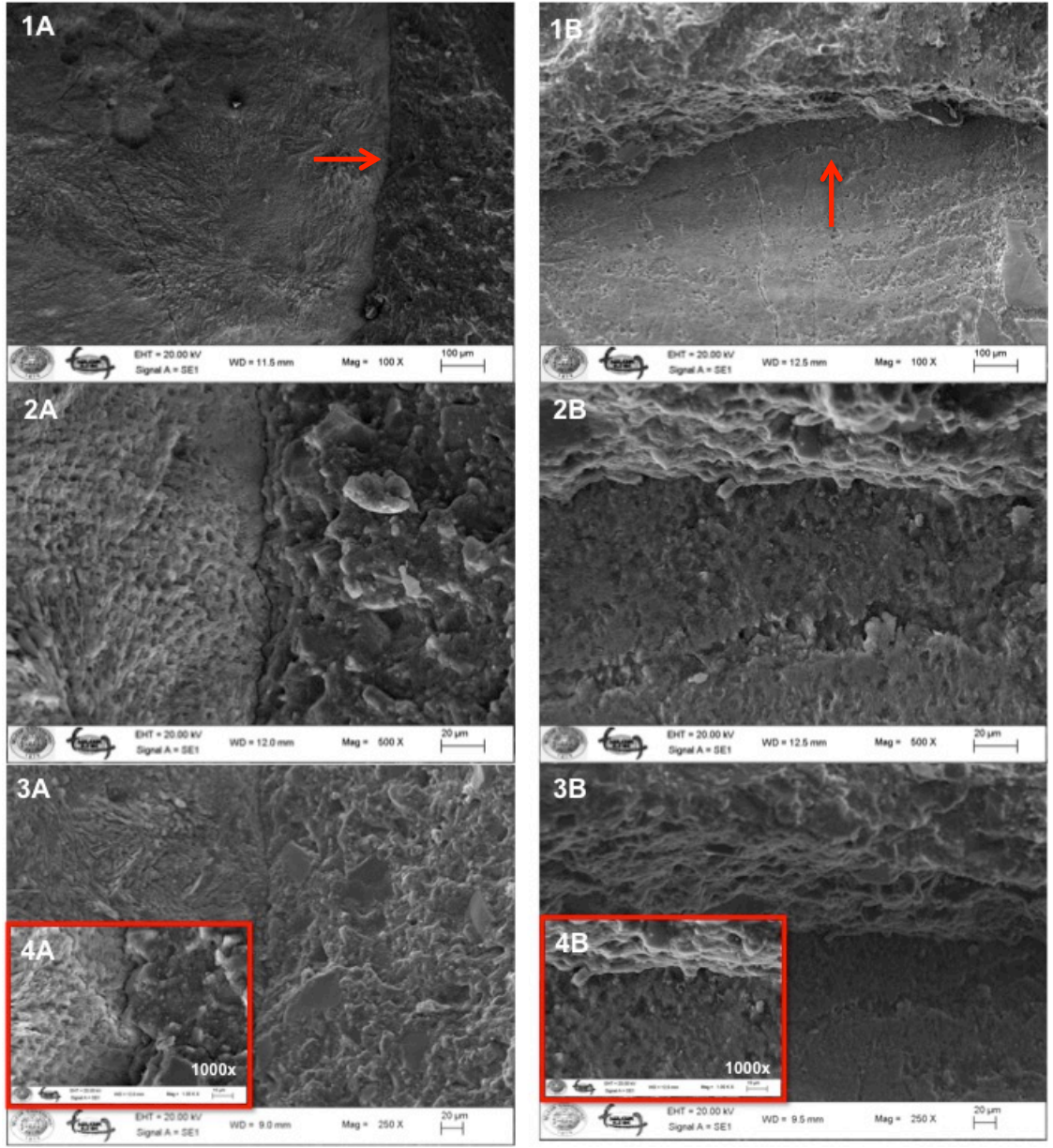
Şekil 12. A Arı Skoru 0, B Arı Skoru 1, C Arı Skoru 2, D Arı Skoru 3 taramalı elektron mikroskobu görüntüleri (Büyütme 12X ve 18X).

Şekil 12’de 12X ve 18X büyütme altında ARI sınıflaması görülmektedir.



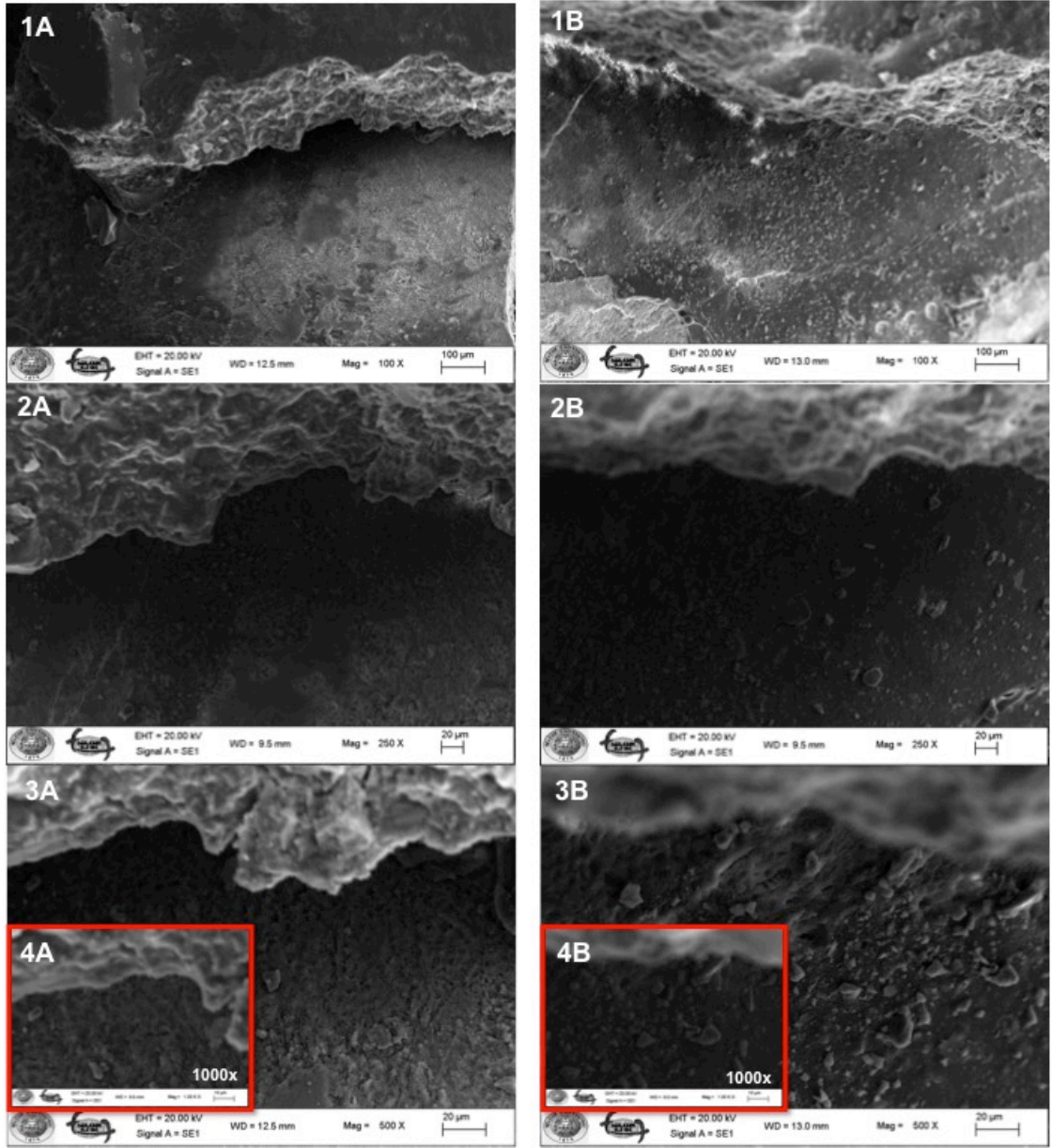
Şekil 13. ARI skoru 0 taramalı elektron mikroskopu görüntüleri **A** Bioplast **B** Silikon Grubu (Büyütme 100X, 250X, 500X, 1000X).

Şekil 13’de 100X, 250X, 500X, 1000X büyütme altında her iki gruptan ARI 0 skoru alan örneklerde mine yüzeylerindeki farklılıklar görülmektedir. Bioplast grubundan alınan örnekte silikon grubuna kıyasla daha pürüzlü mine yüzeyi görülmektedir.



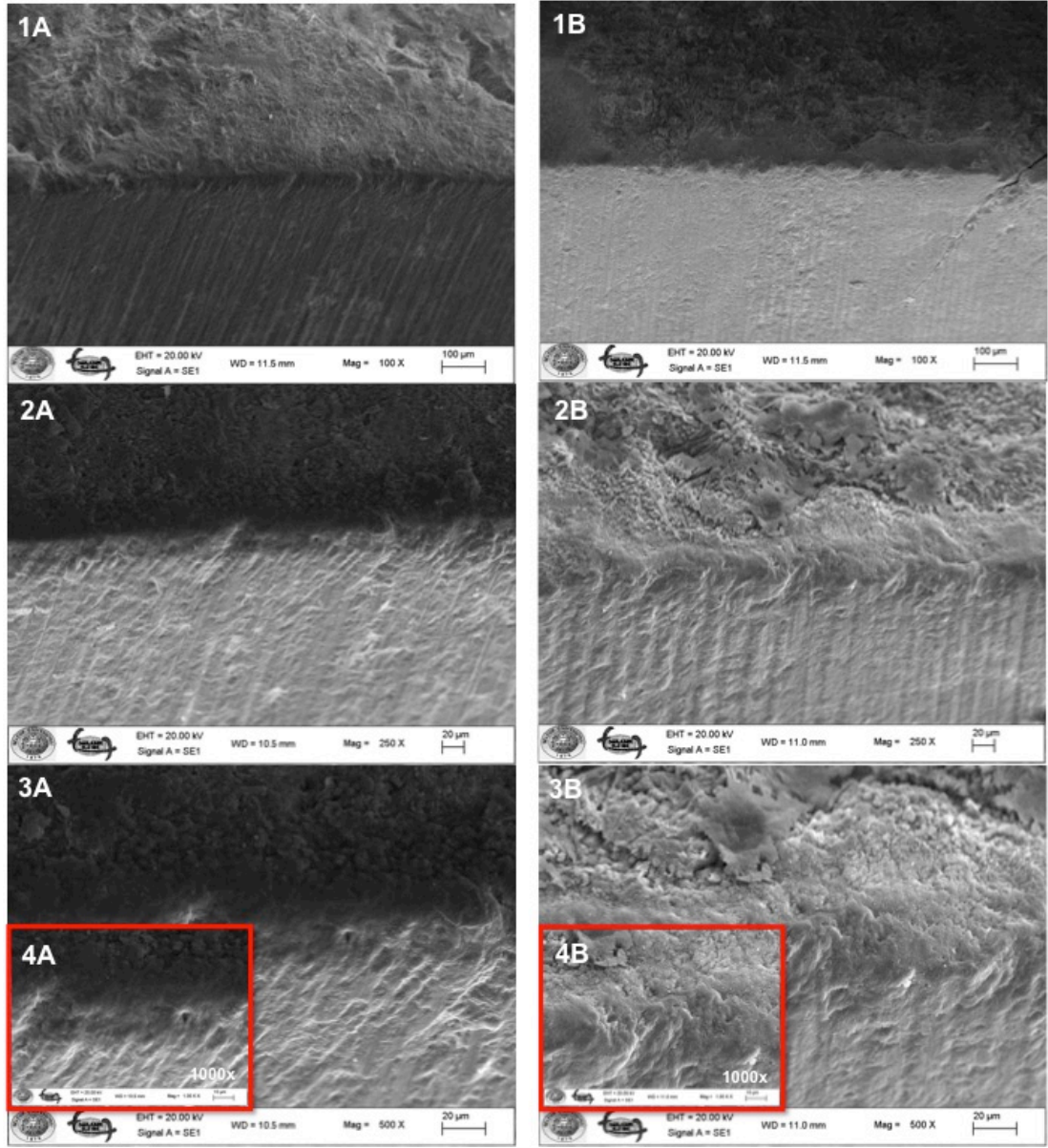
Şekil 14. ARI skoru 1 taramalı elektron mikroskopu görüntüleri **A** Bioplast **B** Silikon Grubu (Büyütme 100X, 250X, 500X, 1000X).

Şekil 14’de 100X, 250X, 500X, 1000X büyütme altında her iki gruptan ARI 1 skoru alan örneklerde adeziv-mine bağlantı yüzeyi görülmektedir. Görüntülerde iki grup arasında herhangi bir farklılık izlenmemektedir.



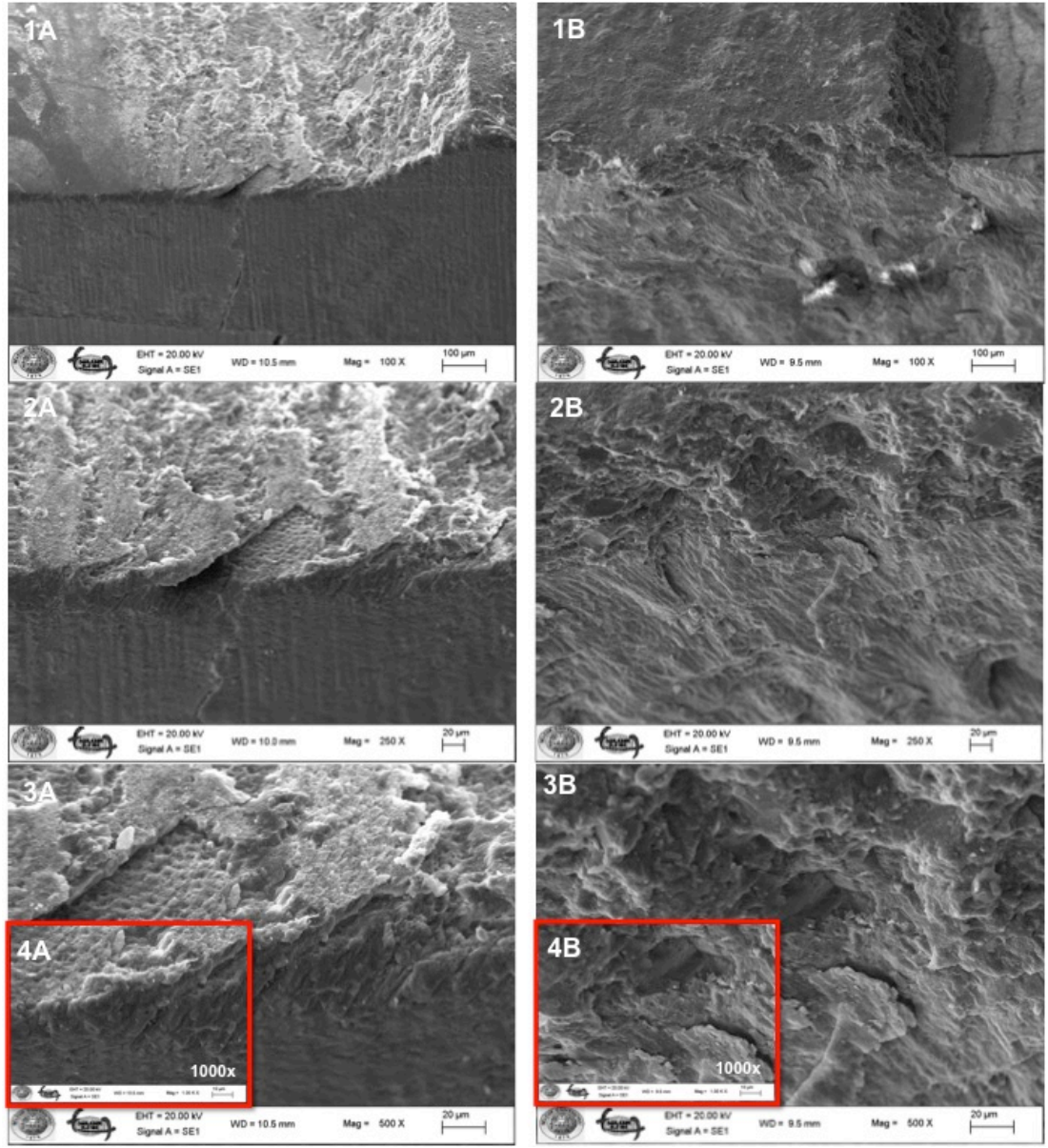
Şekil 15. ARI skoru 2 taramalı elektron mikroskopu görüntüleri **A** Bioplast **B** Silikon Grubu (Büyütme 100X, 250X, 500X, 1000X).

Şekil 15’de 100X, 250X, 500X, 1000X büyütme altında her iki gruptan ARI 2 skoru alan örneklerde adeziv-mine bağlantı yüzeyi görülmektedir. Görüntülerde iki grup arasında herhangi bir farklılık izlenmemektedir.



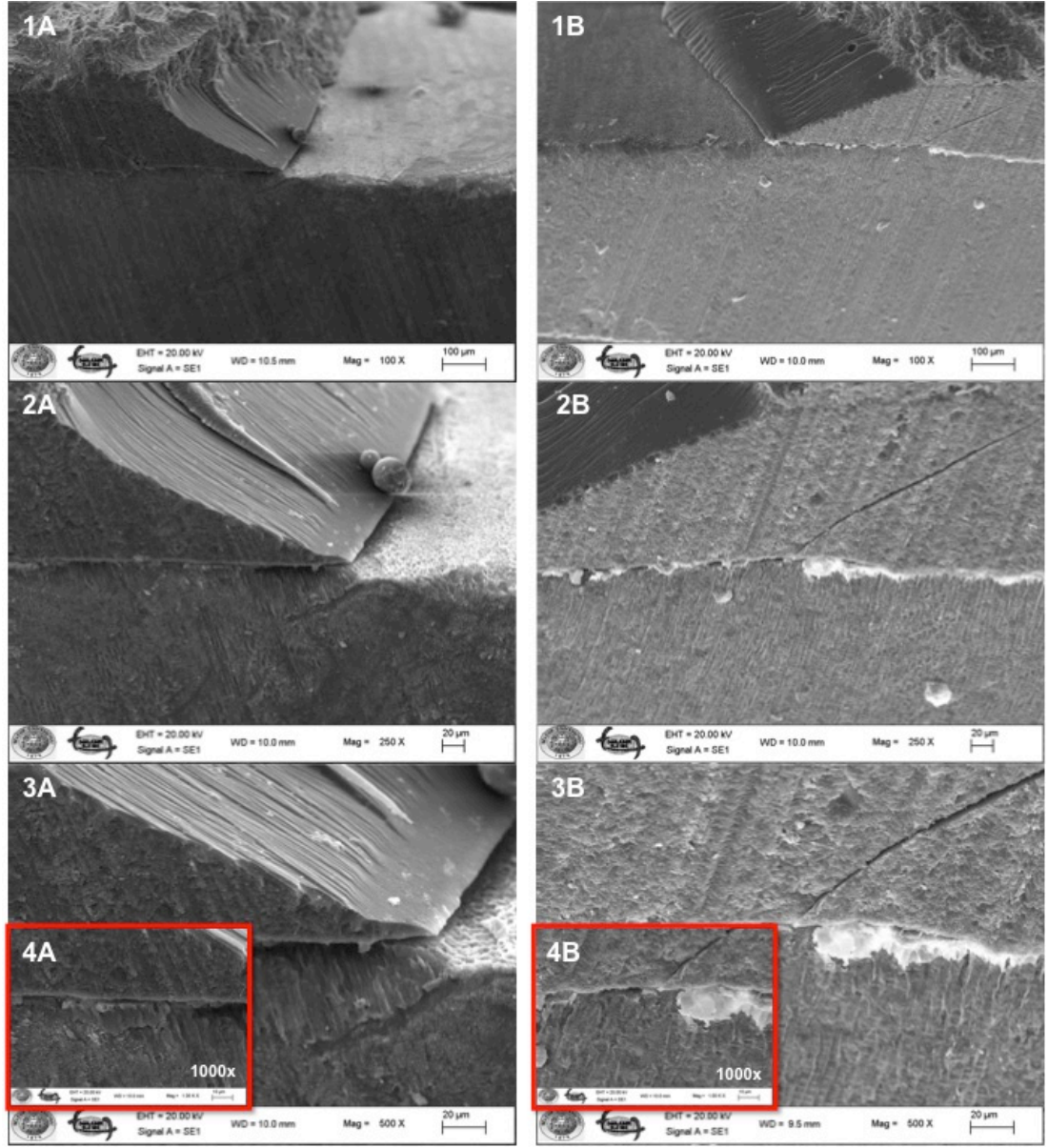
Şekil 16. ARI skoru 0 taramalı elektron mikroskobu çapraz kesitsel görüntülerin **A** Bioplast **B** Silikon Grubu (Büyütme 100X, 250X, 500X, 1000X).

Şekil 16'de 100X, 250X, 500X ve 1000X büyütme altında her iki gruptan ARI 0 skoru alan örneklerde çapraz kesitsel görüntüleri görülmektedir. Görüntülerde iki grup arasında herhangi bir farklılık izlenmemektedir.



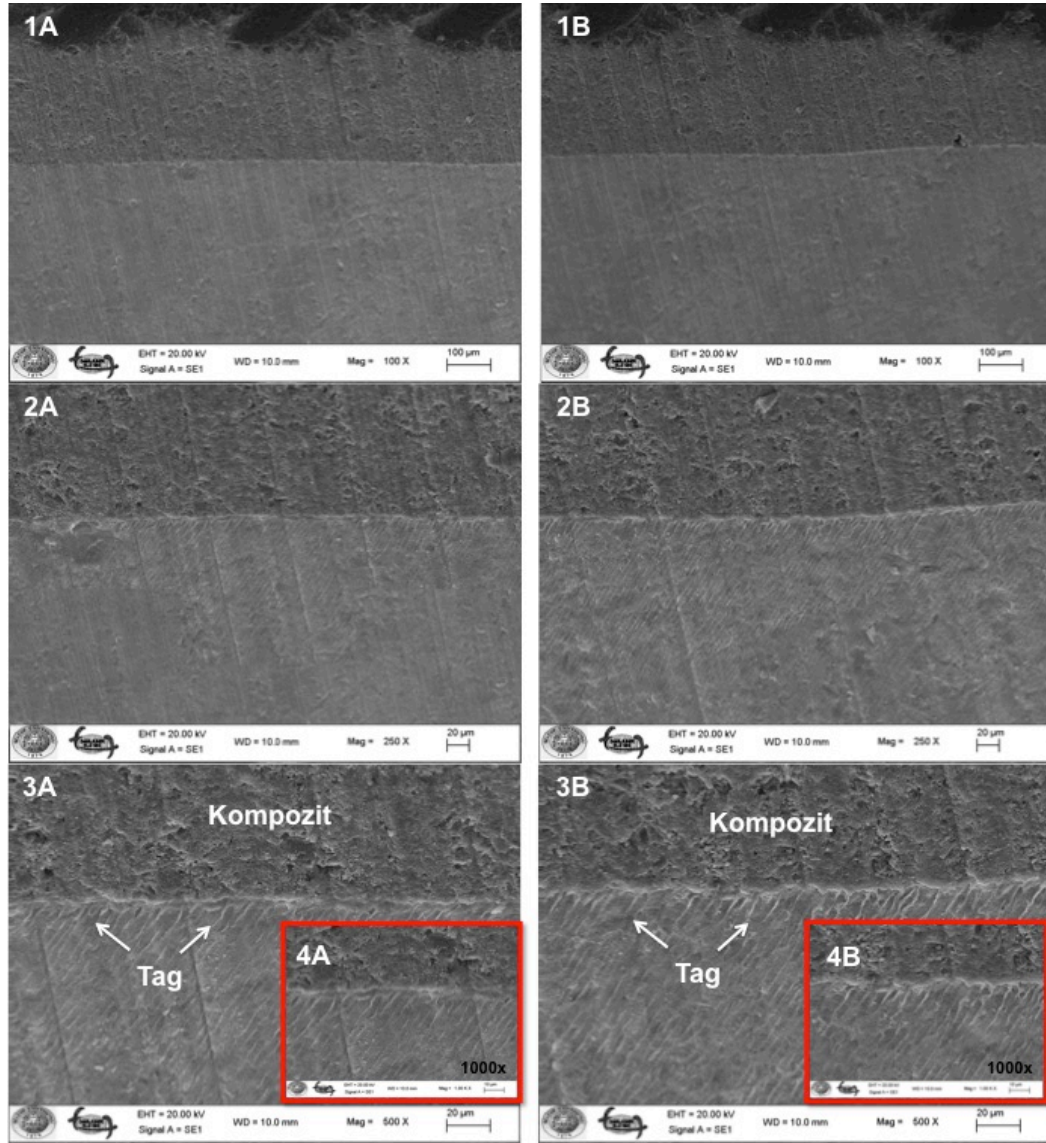
Şekil 17. ARI skoru 1 Taramalı elektron mikroskopu çapraz kesitsel görüntüleri **A** Bioplast **B** Silikon Grubu (Büyütme 100X, 250X, 500X, 1000X).

Şekil 17’de 100X, 250X, 500X ve 1000X büyütme altında her iki gruptan ARI 1 skoru alan örneklerde adeziv-mine bağlantı yüzeyi odaklanarak çapraz kesitsel görüntüleri görülmektedir. Görüntülerde iki grup arasında herhangi bir farklılık izlenmemektedir. görülmektedir.



Şekil 18. ARI skoru 2 Taramalı elektron mikroskopi çapraz kesitsel görüntüleri **A** Bioplast **B** Silikon Grubu (Büyütme 100X, 250X, 500X, 1000X).

Şekil 18’de 100X, 250X, 500X ve 1000X büyütme altında her iki gruptan ARI 2 skoru alan örneklerde adeziv-mine bağlantı yüzeyi odaklanarak çapraz kesitsel görüntüleri görülmektedir. Görüntülerde iki grup arasında herhangi bir farklılık izlenmemektedir.



Şekil 19. ARI skoru 3 Taramalı elektron mikroskopu çapraz kesitsel görüntüleri **A** Bioplast **B** Silikon Grubu (Büyütme 100X, 250X, 500X, 1000X).

Şekil 19’da 100X, 250X, 500X ve 1000X büyütme altında her iki gruptan ARI 3 skoru alan örneklerde adeziv-mine bağlantı yüzeyi odaklanarak çapraz kesitsel görüntüleri görülmektedir. 1000X büyütmede aynı alanda rezin tag boyut ölçümleri yapılmıştır. Bioplast grubunda, 3,7-12,6 μm aralığında 13 rezin tag değerlendirilmiş ve ortalamaları 6,7 μm olarak belirlenmiştir. Silikon grubunda ise 3,4-14,4 μm aralığında 14 rezin tag değerlendirilmiş ve ortalamaları 7,7 μm olarak belirlenmiştir.

5. TARTIŞMA

Direkt yapıştırma tekniğine alternatif olarak 1972 yılında indirekt yapıştırma tekniğinin tanıtılması ile braketlerin dişler üzerinde doğru konumlandırılması kavramı gündeme gelmiştir. McLaughlin bu konuda, ‘Geçmişte en iyi klinik sonuçlar, en iyi tel bükten ortodontistler tarafından elde ediliyordu ancak, gelecekte en iyi sonuçlar braketleri dişler üzerinde en doğru şekilde konumlandıran ortodontistler tarafından elde edilecektir’ sözüyle indirekt yapıştırma tekniğinin önemini ortaya koymaktadır (McLaughlin ve ark., 2001). Koo ve ark., (1999) yaptıkları in vitro çalışmada direkt ve indirekt bonding teknikleri kullanılarak yapıştırılan braketlerin konumlarının doğruluğunu karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak indirekt bonding tekniğinin direkt bonding tekniğine kıyasla braket yüksekliğinin doğru konumlandırılmasında daha etkili olduğu ve yine bu iki teknik arasında braketlerin angulasyon ve meziodistal pozisyonlanması açısından anlamlı bir farklılık bulunmadığını belirtmişlerdir. Kalange, (2004) yayınladığı makalesinde indirekt bonding tekniğinde direkt bonding tekniğine kıyasla braketlerin daha doğru konumlandırılabilirdiğinden bahsetmiştir. Bu nedenle araştırmamızda direkt bonding tekniğine kıyasla braketlerin daha doğru konumlandırıldığı indirekt bonding tekniği tercih edilmiştir. İndirekt bonding tekniğinde çeşitli materyaller ile aktarma kaşığı hazırlanabilmektedir. Bu araştırmada aktarma kaşığı hazırlanmasında oldukça fazla tercih edilen aynı zamanda ucuz bir materyal olan bioplast ve kullanımı hem hasta hem de hekim için daha kolay bir materyal olan şeffaf silikon kullanımı tercih edildi.

Sayın ve Türkkahraman, (2004) Türk popülasyonunda en çok alt çene ön bölgede çapraşıklık bulduğunu belirtmişlerdir. Çapraşıklık miktarı hafif, orta ve şiddetli olmak üzere 3 gruba ayrılarak sınıflandırılmıştır. 3mm’ye kadar olan çapraşıklıklar hafif, 4-6 mm arası çapraşıklıklar orta, 6 mm’den büyük çapraşıklıklar ise şiddetli olarak tanımlanmaktadır. 3. molar dişlerinin sürmesiyle de sıklıkla alt çene ön bölgede geç dönem anterior çapraşıklığın arttığı bilinmektedir (Richardson, 1982). Bu durum özellikle erişkin bireylerde alt çene ön bölgede çapraşıklığın gözlenmesine neden olmaktadır. Alt çene ön bölgede görülen şiddetli anterior çapraşıklıklar, braket

yerleştirmeyi zorlaştıran ve neticesinde tedavi başarısını da etkileyen klinik bir durumdur (Richardson, 1982). Araştırmada bu nedenle alt çene n bölgede dişler benzer mezio-distal boyutlara getirilerek şiddetli çapraşıklıklar oluşturulmuştur. Araştırmamızda braket yerleştirmenin zor olduğu şiddetli çapraşıklık oluşturulan alt çene modelinde kullanılacak iki indirekt bonding metodunun birbirlerine göre bağlanma dayanımı açısından üstünlüğü araştırılmıştır.

5.1. Çalışma dizaynı

İn vivo çalışmalarda farklı diş yüzeyleri, farklı diş boyutları gibi bireysel farklılıklar nedeniyle çalışma gruplarının standart hale getirilmesi mümkün olmamaktadır (Finnema ve ark., 2010). Bu nedenle iki farklı indirekt bonding metodunun karşılaştırılmasında örneklerin standart hale getirilmesini mümkün kılan in vitro çalışma yöntemi seçilmiştir

Çoğu ortodontik bağlanma dayanım çalışması insan (Linn ve ark., 2006; Wendl ve ark., 2008; Yi ve ark., 2003) veya insan dişine en yakın özellikte olan sığır dişleri (Mansour ve Bakhsh, 2015; Yassen ve ark., 2011) kullanılarak yapılmıştır. Sığır dişinin morfolojik yapı, kimyasal kompozisyon ve fiziksel özellik açısından insan dişine benzer yapıda olduğu bildirilmiştir (Yassen ve ark., 2011). Ancak sığır dişinin insan dişine kıyasla daha büyük boyutlarda olması ve çapraşıklığın oluşturulmasında insan dişinin daha kolay çalışma imkanı vermesi nedeniyle insan dişi tercih edildi.

Toplanan alt keser dişler çalışma yapılıncaya dek benzer koşullarda saklanmıştır. Bu konuda Jaffer ve ark., (2009) yaptıkları bir çalışmada bonding öncesi 7 ay süreyle kuru ortam, distile su, %10'luk formalin, %1'lik kloramin T, izotonik serum ve %70'lik etanolde saklanma koşullarının bağlanma dayanımına etkisini araştırmışlardır. Sonuç olarak su, serum ve kloramin T solüsyonlarında bekletilen sığır dişlerinin klinik olarak yeterli ve benzer bağlanma dayanımı gösterdiği belirtilmiştir. Sachdeva ve ark., (2012) yaptıkları bir çalışmada insan premolar dişlerinin bonding öncesi 2 ay süre ile distile su, formalin, serum, etanol, hidrojen peroksit ve yapay

tükürükte bekletilmesinin ortodontik braketlerin bağlanma dayanımına olan etkisini araştırmışlardır. Araştırma sonucunda serum ve distile suyun klinik olarak kabul edilebilir bağlanma dayanımı gösterdiği bulunmuştur. Serumun kolay temin edilebilmesi, ucuz olması ve diğer saklama solüsyonları ile benzer sonuçlar yaratması nedeniyle araştırmamızda kullanılacak olan alt keser dişler serumda bekletilmiştir.

Toplanan dişler benzer mezio-distal boyutlara getirilerek klinik durumu simüle edebilmek amacıyla çapraşıklık oluşturulmuştur. Benzer araştırmalar incelendiğinde Linn ve ark., (2006); Wendl ve ark., (2008) ve Yi ve ark., (2003) yaptıkları in vitro araştırmalarda indirekt bonding aktarma kaşığı hazırlanmasında yapay çeneler üzerinde çapraşıklık oluşturmadan aktarma kaşığı hazırlamışlardır. Bu araştırmalar bu nedenle bizim araştırmamızla yöntem açısından farklılık göstermektedir. Bakhsh, (2011) farklı indirekt yöntemlerini direkt yöntemle göre bağlanma dayanımı açısından karşılaştırdığı araştırmasında ise yapay çenelerde modarate çapraşıklık oluşturmuştur. Bu araştırmada bizim araştırmamızdan farklı olarak moderate düzeyde çapraşık oluşturulmuş olsa çapraşıklık oluşturulması açısından araştırmamızla benzerlik göstermektedir.

Ortodontik braketlerin yapıştırılmasında diş yüzeyinde kalan plak ve debrislerin bağlanma dayanımını etkilediğinden mine yüzeyinin çeşitli enstrüman ve araçlarla temizlenmesi gerekmektedir (Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005). Lindauer ve ark., (1997) tarafından çekilmiş dişler kullanarak yaptıkları çalışmada pomza profilaksisi uygulanan ve uygulanmayan dişlerin SEM ile yüzey özelliklerinin karşılaştırılması yapılmıştır. Sonuç olarak pomza uygulanmayan gruptaki dişlerde etching sonrasında bile bazı alanlarda plak ve debrislerin kalabildiği bildirmişlerdir. Bu nedenle araştırmamızda bonding öncesi tüm diş yüzeyleri pomza ile temizlenmiştir.

Braket ve mine yüzeyi arasındaki tutuculuğun sağlanması için mine yüzeyinde yapılacak bir diğer işlem yüzey pürüzlüğünün sağlanmasıdır (Urabe ve ark., 1999). Mine yüzeyinde gerçekleştirilen bu pürüzlendirme işlemi ile mine yüzeyinin

ıslanabilirliğinin artması sağlanarak düşük vizkoziteli rezinin mikro boşluklara rahat bir şekilde dolması sağlanmaktadır. Literatürde mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi için çeşitli konsantrasyonlarda asit uygulanması, self-etch ajanlar, kuşlama ve lazer ile pürüzlendirme gibi bir çok materyal ve yöntem olduğu bilinmektedir (Arhun ve Arman, 2007; Berk ve ark., 2008). Bu yöntemler arasında yeterli bağlanma dayanımı sağlaması ve mine yüzeyinde güvenle kullanılabilmesi açısından altın standart fosforik asit ile yüzey pürüzlüğünün sağlanmasıdır (Lindauer ve ark., 1997; Türköz ve Ulusoy, 2012). Bu nedenle mine yüzeyinin pürüzlendirmesinde fosforik asit tercih edilmiştir. Yapılan literatür araştırmasında asitle pürüzlendirmede kullanılacak fosforik asidin konsantrasyonu ve süresi açısından farklı etkinliğini değerlendiren çalışmalar mevcuttur. %2, %5 ve %37'lik konsantrasyonlarda asit uygulamasının bağlanma dayanımını üzerine olan etkisini araştıran benzer iki çalışmada aralarında anlamlı farklılık bulunmamıştır (Bhad ve Hazarey, 1995; Carstensen, 1995). Shinci ve ark., (2000) yaptıkları çalışmada 36 sığır dişine %3, %5, %10, %20, %35 ve %65'lik fosforik asit uygulayarak değişen konsantrasyonlardaki asit uygulamasının rezin tag uzunlukları ve bağlanma dayanımı arasındaki ilişki değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucuna göre en uzun rezin taglerin %35'lik fosforik asit uygulanan grupta olduğu belirlenmiştir. Uzun ve yoğun gözlenen rezin tag formasyonlarının yüksek bağlanma dayanımı sağladığı bildirilmiştir (Mallmann ve ark., 2005; Patierno ve ark., 1996). Bu nedenle araştırmada %35'lik fosforik asit kullanımı tercih edilmiştir.

Fosforik asit konsantrasyonu gibi uygulama süresi de bonding başarısını etkileyen önemli bir konudur. Fosforik asit uygulama süresinin etkinliğini araştıran benzer iki çalışmada asidin 15 sn ya da 60 sn uygulamanın bağlanma dayanımı üzerine önemli bir etkisinin olmadığı bulunmuştur (Bin Abdullah ve Rock, 1996; Sheen ve ark., 1993). Johnston ve ark., (1996) yaptıkları bir çalışmada ise %37'lik fosforik asidin 30 sn süreyle uygulanmasının 15 sn uygulanmasından daha başarılı sonuçlar gösterdiği belirtilmiştir. Bu nedenle araştırmamızda bonding öncesi dişler %35'lik fosforik asit 30 sn süreyle asitlenmiştir.

Literatürde braketlerin mine yüzeyine indirekt olarak yapıştırılmasında kimyasal, ısıyla ve ışıkla polimerize olan üç tip rezin bulunmaktadır (Aksakalli ve Demir, 2012). Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerin kısa çalışma süresi, katalizör ile indikatörün homojen şekilde karıştırılmaması ve daha az bağlanma dayanımı göstermesi, ısıyla polimerize olan rezin kullanımında ise rezinin ısınma sürecinde braketin hareket etmesi gibi dezavantajlarının olması nedeniyle tercih edilmemektedir (Kalange ve Thomas, 2007). Restoratif diş hekimliğinde kullanılan adeziv rezinlerin özelliklerini inceleyen iki çalışmada ışıkla sertleşen rezinlerin sertleşmelerinin kimyasal sertleşen rezinlere göre, polimerizasyonun başlamasını takiben daha kısa sürede olduğu ve ışıkla sertleşen rezinlerin ışık uygulamasından sonraki 2-5. dakikada kimyasal sertleşen rezinlere göre daha yüksek bağlanma dayanımı sağladığı belirlenmiştir (Braem ve ark., 1987; Chamda ve ark., 1996). Da Silva ve ark., (2012) yaptıkları çalışmada 100 premolar dişi indirekt bonding teknik ile farklı yapıştırıcılar kullanılarak yapıştırdıktan sonra yapıştırıcılar arasındaki farklılığın bağlanma dayanımı üzerine olan etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada iki farklı ışıkla sertleşen nanofilled düşük viskoziteli rezin-Transbond Supreme LV, Flow Tain LV- kontrol grubunda Transbond XT ve iki kimyasal sertleşen rezin-Sondhi Rapid Set, Custom I.Q. kullanılmıştır. Çalışmanın sonucuna göre ışıkla sertleşen adezivler kimyasal sertleşen adezivlere göre daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Polat ve ark., (2004) indirekt bonding teknikte Therma Cure+Custom IQ ve Transbond XT+Sondhi Rapid Set kullanılarak yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımlarını, Transbond XT rezin ile direkt yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımları ile karşılaştırmışlardır. Sondhi Rapid Set ile indirekt yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımlarını bu iki grubunkinden istatistiksel olarak anlamlı oranda düşük bulmuşlardır. Miles, (2000) seramik braketler üzerinde yaptıkları çalışmada ışıkla sertleştirilen rezinlerin daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini belirlemişlerdir. Günümüzde oldukça popüler olarak kullanılan ışıkla sertleşen kompozitlerin daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesi, hızlı polimerizasyon göstermesi, kullanımının kolay olması gibi avantajları nedeniyle araştırmamızda tercih edilmiştir (Greenlaw ve ark., 1989; Miles, 2002; Sondhi, 1999).

Klocke ve ark., (2003) yaptıkları çalışmada Transbond XT kullanılarak yapılan indirekt ve direkt bonding işleminin benzer bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir. Abdelnaby ve Al-Wakeel, (2010) yaptıkları çalışmada farklı adeziv sistemleri ile yapıştırılan braketler üzerine erken ortodontik kuvvet uygulanması sonucunda bağlanma dayanımı arasındaki farklılıkları incelemişlerdir. Sonuç olarak en yüksek bağlanma dayanımı Transbond XT grubunda olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmalar kaynak alınarak braketlerin dişler üzerine yapıştırılmasında diğer kompozitlere kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği bilinen Transbond XT kompozit kullanılmıştır.

Günümüzde ışık kaynaklarındaki gelişmelerle polimerizasyon süreleri oldukça kısalmıştır. Konvansiyonel halojen ışık kaynaklarına ek olarak hızlı halojen, argon lazer, plazma ark ve LED ışık kaynakları kullanılmaya başlanmıştır. Argon lazerin ve plazma ark ışık cihazlarının pahalı, taşınmalarının zor olması nedeniyle son yıllarda daha düşük polimerizasyon süresi sağlayan yeni yüksek yoğunluklu LED ışın cihazları kullanılmaktadır (Amato ve ark., 2014). Ward ve ark., (2015) yaptıkları çalışmada ortodontik tedavinin ilk 6 ayında iki farklı LED ışık cihazının braket kopma oranına olan etkisini değerlendirdikleri çalışmada çalışmada yüksek yoğunluklu LED (3200mW/cm^2) 6 sn ışınlama süresi ile ve standart LED (1200mW/cm^2) 20 sn ışınlama süresiyle karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak iki grup arasında istatistiksel olarak braket kopma oranında anlamlı farklılık bulunmamıştır.

Literatürdeki çalışmalarda plazma ark ışık kaynağı ile 3-5 sn ışınlamanın, konvansiyonel halojenle 20 sn ışınlamaya, LED ile 20-40 sn ışınlanmanın da konvansiyonel halojenle 40 sn ışınlamaya eş bağlanma dayanımı sağladığı belirlenmiştir (Dunn ve Taloumis, 2002b; Sfondrini ve ark., 2004; Signorelli ve ark., 2006; Thind ve ark., 2006; Üşümez ve ark., 2004). Bu bilgiler ışığında araştırmamızda çalışma süresi kısa olan ve diğer ışın cihazları ile eş bağlanma dayanımı gösteren yüksek yoğunluklu LED ışık cihazı tercih edilmiştir.

Polimerizasyon sonrasında kompozit artıklarının plak birikimine neden olduğu bilinmektedir. Bu durum daha sonra deminerelize alanların oluşmasına neden olmaktadır (Yadav ve ark., 2013; Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005). Bunu engellemek için braket etrafında kalan polimerize olmuş kompozitlerin ya frezlerle ya da scaler ile temizlenmesi tavsiye edilmektedir (Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005). Bu nedenle taşan polimerize olmuş kompozitler scaler ile temizlenmiştir.

İndirekt bonding için hazırlanan braketlerin alçı model üstünden hastaya aktarılmasında birçok aktarma kaşığı hazırlama metodu bulunmaktadır. Bu araştırmada ışıkla sertleşen rezin tercih edildiğinden bioplast ve şeffaf silikon materyallerinden hazırlanmış aktarma kaşıkları kullanılmıştır. McCrostie, (2003) şeffaf silikon materyalinin ışıkla sertleşen rezinlerin kullanımına imkan vermesi, hasta için konforlu olması ve komplike olmayan kullanımı gibi avantajları ile tercih edilebileceğini yaptığı çalışmada belirtmiştir. Anoop Sondhi, (1999) yayınladığı makalesinde şeffaf silikon ile bioplast materyalinin tercihen birbirinin alternatifi olarak kullanılabileceğinden bahsetmiştir. Bu nedenle araştırmamızda silikon materyaline kıyasla kliniklerde oldukça fazla kullanımı olan ve daha ucuz bir materyal olan bioplast diğer grubun aktarma kaşığının hazırlamasında tercih edilmiştir.

In vitro çalışmalarda kullanılacak materyal ve yöntemin standardizasyonu oldukça önemli bir konudur. Muguruma ve ark., (2010) yaptıkları çalışmada direkt ve indirekt bonding metodunda braket yerleştirilmesi esnasında uygulanan kuvvetin ve buna bağlı olarak rezin kompozit kalınlığının değerlendirildiği çalışmada fantom kafalara yerleştirilmiş fantom dişler kullanmışlardır. Biz de araştırmamızda hasta başında geçen klinik uygulamayı simule edebilmek amacıyla diş ünitlerine (Estetica E30, Kavo) monte edilebilen fantom kafaları (Dental simulation units, Kavo) kullanmayı tercih ettik.

İn vitro ortamda adeziv rezinlerin bağlanma dayanımlarını değerlendirebilmek için basma (Bishara ve ark., 2005), çekme (Bakhsh, 2011) ya da bükme tipi dayanım testleri uygulanmaktadır (Powers ve ark., 1997). Çekme ve bükme tipi kuvvetlerin

ağız ortamında braketi kopartıcı yönde uygulanan kuvvetleri pek yansıtmadığı belirtilmiştir (Eliades ve Brantley, 2000). Basma tipi dayanım testlerinin ise hastaların tedavisi sırasında oluşan braketi kopartıcı kuvvetleri taklit ettiği bu nedenle gerçeğe daha yakın veriler sağladığı bildirilmiştir (Eliades ve Brantley, 2000). Deney düzeneğinin kolay uygulanabilir olması nedeniyle in vitro çalışmalarda oldukça yaygın kullanılmasına rağmen eşit olmayan kuvvet dağılımı nedeniyle uygulaması hassas olan bir tekniktir (Eliades ve Brantley, 2000; Finnema ve ark., 2010; Gange, 1995).

Basma tipi dayanım testin uygulanması esnasında uygulanacak olan kuvvetin yönündeki farklılıklar, kuvvetin lokalizasyonu ve kuvvetin uygulanma hızındaki değişikliklerin bağlanma direnci ölçümleri etkilediği bildirilmiştir (Bishara ve ark., 2005; Finnema ve ark., 2010; Klocke ve Kahl-Nieke, 2005).

Klocke ve Kahl-Nieke, (2005) yaptıkları bir çalışmada 150 sığır dişini 5 gruba ayırmış ve bonding sonrası bağlanma dayanımını ölçmek her bir gruba farklı yönde kuvvet uygulayarak kuvvet yönlerindeki varyasyonların bağlanma dayanımı testine olan etkilerini incelemişlerdir. İlk grupta debonding kuvveti mine yüzeyine doğru braket tabanı ile 15°'lik açı yapacak şekilde, ikinci grupta braket tabanına paralel olacak şekilde (0°), üçüncü grupta kuvvet mine yüzeyinden uzağa doğru braket tabanı ile 15°'lik açı yapacak şekilde, dördüncü grupta kuvvet mine yüzeyinden uzağa doğru braket tabanı ile 30°'lik açı yapacak şekilde ve beşinci grupta ise kuvvet mine yüzeyinden uzağa doğru braket tabanı ile 45°'lik açı yapacak şekilde uygulanmıştır. Bu çalışmada incelenen beş grubun sonuçları değerlendirildiğinde kuvvetin paralel uygulandığı grupta bağlanma dayanımı diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek ve klinik olarak yeterli bulunmuştur. Bu nedenle araştırmamızda debonding kuvvet yönünü braket tabanına paralel olacak şekilde uygulanmıştır (T Eliades ve Brantley, 2000; Powers ve ark., 1997).

Klocke ve Kahl-Nieke, (2005) yaptıkları çalışmada bağlanma dayanımı testinde debonding kuvvetinin lokalizasyonunun bağlanma dayanımına ve bağlanma

başarısızlık tipine olan etkisini araştırmışlardır. 90 adet çekilmiş sığır dişinde dişler üç gruba ayrılmış ve debonding kuvveti hep oklüzo-gingival yönde mine yüzeyine paralel olacak şekilde uygulanmıştır. İlk grupta kuvvet braket tabanına (muhtemelen mine-adeziv aralığına), ikinci grupta braket tabanı ve kanatlar arasındaki ligatür oluşuna ve üçüncü grupta ise oklüzal braket kanatlarına uygulanmıştır. Kuvvet diş yüzeyinden uzaklaştıkça bağlanma dayanımının azaldığı görülmüştür. Kuvvet ilk grupta olduğu gibi braket tabanına uygulandığında ise mine fraktür oluşturma riski artmaktadır. Bu nedenle uygulanabilecek en uygun lokalizasyonun ikinci grupta olduğu gibi ligatür oluşuna olması gerektiği bildirilmiştir. Bu nedenle araştırmamızda kuvvet braket oluşuna gelecek şekilde uygulanmıştır.

Bağlanma dayanım testinde dikkat edilmesi gereken bir diğer husus ise test cihazındaki hareketli üst tablanın hızıdır. Bishara ve ark., (2005) yaptıkları bir çalışmada diş tipi, adeziv sistemi, ışıkla sertleştirme, debonding zamanı ve test modu gibi diğer tüm değişkenler sabit tutularak test cihazına ait hareketli üst tablanın hızının değişiminin ortodontik braketlerin mine yüzeyine bağlanma dayanımına olan etkisini araştırmışlardır. 40 çekilmiş insan dişini rastgele iki gruba ayırmışlardır. ve ilk gruba 5.0 mm/dk hızda kuvvet uygulanırken diğer gruba 0.5 mm/dk hızda kuvvet uygulanmıştır. Sonuçlar incelendiğinde 0.5 mm/dk hızda kuvvet uygulanan grupta diğer gruba kıyasla bağlanma dayanımı istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulunmuştur. Bu nedenle araştırmamızda test cihazını hareketli tablasının hızı 0.5 mm/dk olarak belirlenmiştir (Grabouski ve ark., 1998; Lippitz ve ark., 1998).

Basma tipi bağlanma dayanım testinin bu denli hassas olması üzerine kuvvetin uygulanacak dişlerin de akril bloklara hassas bir şekilde gömülmesini gerektirmektedir. Kuvvet braket oluşuna ve diş yüzeyine paralel olacak şekilde uygulanacağından akrile gömülecek olan dişin braket slotunun yere paralelliği referans alınmıştır. Bunu sağlamak için Sabatoski ve ark., (2010) dişlerin akril bloklara standart gömülmesi için bir alet tasarlamışlardır. Biz araştırmamızda Sabatoski ve ark'dan farklı olarak bu alete 2 adet premolar braketi alet tabanından 23 mm yüksekliğe yapıştırılmıştır. Akrile gömülecek olan dişin braket yüzeyinin yere paralelliğinin

sağlanması için tork verilmiş olan 16 x 22 çelik tel dişe ligature edilmiştir. Tele bağlanmış olan keser diş alet üzerindeki braketlere ligatürlenerek braket yüzeyinin yere paralelliği kontrol edilmiştir.

Artun ve Bergland'ın 1984 yılında oluşturdukları ARI subjektif olmasına karşın hızlı, basit ve özel bir ekipman gerektirmemesi nedeniyle ortodontik adeziv çalışmalarında oldukça değerli bir sistemdir. Montasser ve Drummond, (2009) yaptıkları çalışmada X20, X10 büyütme ve çıplak gözle değerlendirilen ARI skorlarını değişimini karşılaştırmışlardır. X20 büyütmede çıplak göz ve X10 büyütmeyle kıyasla düşük ARI skorlarında artış, yüksek ARI skorlarında ise azalma olduğunu belirtmiştir. Bu nedenle araştırmamızda literatürdeki benzer çalışmalarda da sıklıkla tercih edilen X10 büyütme tercih edilmiştir (Klocke ve Kahl-Nieke, 2005, 2006; Olsen ve ark., 1997).

Taramalı elektron mikroskopu ile debonding sonrası adeziv-mine bağlantı yüzeyinin incelenmesi oldukça sık tercih edilen bir yöntemdir. Bu nedenle bağlanma dayanımı testinden sonra her bir gruptan 0, 1, 2, 3 ARI skoru değeri alan toplam 16 örnek için taramalı elektron mikroskopu ile 12X, 18X, 100X, 250X, 500X ve 1000X büyütme görüntüleri alınmıştır. Örneklerin yarısından çapraz kesitsel görüntüleri alınırken diğer yarısından yüzey tarama görüntüleri alınmıştır. Alınan bu görüntülerde 12 X büyütmede ARI skor değerlendirilmesi yapılmıştır. Büyütme oranı arttıkça yüzey tarama görüntülerinde gruplar arasında mine yüzey yapısındaki farklılıklar gözlenmektedir. Uygulanan işlemler her grup için standart olduğundan dolayı bu durumun diş yapılarındaki bireysel farklılıklardan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çapraz kesitsel görüntülerde ise her bir grupta aynı ARI skoru alan örneğin yüksek büyütme görüntülerinde adeziv mine yüzeyi arasındaki bağlantı yüzeyi incelenmiştir. Her iki grupta da ARI skoru 3 alan örneklerde 1000X büyütmede stable adezyon için gerekli olan kalın ve uniform rezin uzantılar gözlenmiştir.

5.2. Bağlanma Dayanımı, ARI ve SEM Sonuçları

Braketlerin bağlanma dayanım sonuçlarının ęięneme ve ortodontik hareketler sırasında oluşan kuvvetlere dayanabilecek kadar yüksek, debonding sırasında ise mineye zarar verecek kadar yüksek olmaması beklenmektedir (Rossouw, 2010). Literatürdeki *in vitro* alışmalarda bu konuyla ilgili farklı görüşlerin olduğu görölmüşür. Bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmalarda sıklıkla Reynolds'un klinik başarı için belirlediği bağlanma dayanımı değer aralığı dikkate alınmaktadır (Kanashiro ve ark., 2014; Polat ve ark., 2004). Reynolds (1979) braketlerin mine yüzeyine 5.9-7.8 MPa arasında bağlanma dayanımı göstermesi gerektiğini belirtmişir. Bishara ve ark. (1990) ise 11.1 MPa'dan yüksek kuvvetlerin mine yüzeyinde kırıklara yol açabileceğini vurgulamışlardır. Literatürde kabul edilebilir bağlanma dayanımı aralığı ile ilgili net bir bilgi bulunmamaktadır. Bu konuyla ilgili güncel çalışmalar incelendiğinde Mansour ve Bakhsh, (2015) 2.86-9.70 MPa aralığının braketlerin bağlanması için yeterli bağlanma dayanım aralığı olduğunu, 9.70 MPa'dan yüksek kuvvetlerin ise debonding esnasında mine kırıklarına neden olabileceğini bildirmişlerdir.

Literatürde direkt bonding yöntemi ile yapılmış bağlanma dayanım sonuçlarının incelendiği pek çok *in vitro* alışma mevcuttur. Willems ve ark., (1997) içerisinde Transbond XT'nin de bulunduğu 22 farklı adeziv sisteminin basma bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmada en düşük 4.1 en yüksek 9.9 MPa ve Transbond XT'nin ise 8.4 MPa bağlanma dayanımı sağladığının bildirmişlerdir. Benzer bir çalışmada Reicheneder ve ark., (2009) 8 farklı adeziv sisteminin bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmanın sonuçları incelendiğinde 5.47-7.42 MPa arasında basma bağlanma dayanımı, 4.21-7.90 MPa arasında çekme bağlanma dayanımı elde ettiklerini belirtmişlerdir.

Bu araştırmada tercih edildiği gibi Transbond XT kullanılarak yapılan bağlanma dayanım çalışmaları incelendiğinde D'Attilio ve ark., (2005) yaptıkları çalışmada ortalama 23.47 MPa, Northrup ve ark., (2007) 15.2 MPa ve İşman ve ark.,

(2012) ise 9.86 MPa bağlanma dayanımı elde ettiklerini belirtmişlerdir. Tüm bu çalışmalar incelendiğinde aynı adeziv ile yapılmış olmalarına karşın farklı farklı bağlanma dayanım sonuçlarıyla karşılaşılmaktadır. Bu çalışmalardaki bağlanma dayanım sonuçlarının Reynolds'un klinik başarı için belirlediği bağlanma dayanım değer aralığı dikkate alınarak değerlendirildiğinde kabul edilebilir sonuçlar olduğu belirtilmiştir (D'Attilio ve ark., 2005; Hobson ve ark., 2001; İşman ve ark., 2012; Northrup ve ark., 2007). Literatürde bu denli farklı bağlanma değerlerini bağlanma dayanımı testindeki parameterelerden, diş tipinden, diş grubundaki farklılıklardan kaynaklanabileceği belirtilmiştir (Bakhsh, 2011) Bu noktada diş gruplarındaki farklılığın bağlanma dayanımı üzerine olan etkilerinin değerlendirdiğini çalışmada Hobson ve ark., (2001) 6.5-13.1 MPa arasında değişen sonuçlar elde etmişlerdir. Araştırma sonuçları ayrıntılı incelendiğinde araştırmamızda kullanılan alt keser diş grubunda bağlanma dayanım değerlerinin 8.8-10.3 MPa arasında değiştiği görülmüştür.

Literatürde direkt bonding metodunun indirekt bonding metoduna göre bağlanma dayanımı açısından karşılaştırıldığı çalışmalarında mevcut olduğu görülmüştür. Mansour ve Bakhsh, (2015) çekme bağlanma dayanımını direkt bonding grubunda 7.76 MPa, indirekt bonding grubunda ise 8.13 MPa olduğunu bildirmişlerdir. Yi ve ark., (2003) yaptıkları çalışmada ortalama basma bağlanma dayanımını direkt bonding metodu uygulanan grupta 10.9 MPa, indirekt bonding metodu uygulanan grupta ise 11.2 MPa olarak bildirmişlerdir. Reynolds'a göre klinik olarak kabul edilebilir bağlanma dayanım sonuçlarının elde edildiği her iki çalışmada da gruplar arasında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel anlamlı farklılığın bulunmadığı belirtilmiştir. Linn ve ark., (2006) yaptıkları çalışmada ortalama basma bağlanma dayanımının direkt bonding metodu uygulanan grupta 16.27 MPa, ışıkla sertleşen adeziv sistemi kullanılan indirekt bonding grubunda 14.76 MPa ve kimyasal sertleşen adeziv sistemi kullanılan indirekt bonding grubunda 13.83 MPa olduğunu tespit etmişlerdir. Klinik olarak kabul edilebilir bağlanma dayanımının görüldüğü gruplar arasında ise bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık

gözlenmediğini bildirmişlerdir. Bu çalışmalarda indirekt bonding metodunun direkt bonding metodu ile benzer bağlanma dayanım sonuçları gösterdiği görülmüştür.

Literatürde farklı indirekt bonding metodlarının birbirlerine göre bağlanma dayanımı açısından karşılaştırıldığı bir çalışma bulunmaktadır. Bakhsh, (2011) yaptığı çalışmada 340 sığır dişini beş gruba ayırarak direk bonding metodunu dört farklı indirekt bonding transfer metoduyla bağlanma dayanımı açısından karşılaştırmıştır. Araştırmacı ilk grubu kontrol grubu olarak belirleyip direkt bonding metodunu uygulamıştır. Aktarma kaşığınının hazırlanmasında ikinci grupta iki farklı kalınlıkta bioplast materyali (double tray tekniği), üçüncü grupta şeffaf silikon materyali, dördüncü grupta şeffaf silikon üzerine sert bioplast materyali, beşinci grupta ise glue-gun tekniği kullanılmıştır. Araştırmacının bağlanma dayanımını test etmek için uyguladığı gerilme testi sonuçları incelendiğinde en yüksek bağlanma dayanımının 4.87 MPa ile double tray tekniğinde olduğu görülmüştür. Bu değer şeffaf silikon üzerine sert bioplast materyali uygulanan grupta 4.52 MPa, glue-gun tekniği uygulanan grupta 4.5 MPa, şeffaf silikon uygulanan grupta 3.98 MPa ve kontrol grubunu oluşturan direkt bonding grubunda ise 3.83 MPa olduğu tespit edilmiştir. Araştırmacı istatistiksel olarak double tray tekniğinde çekme bağlanma dayanımını şeffaf silikon ve kontrol grubuna kıyasla daha yüksek bulmuştur. Bu anlamda çalışma sonucu bizim araştırmamızla uyumludur. Araştırmacının çalışmasında üst çene diş arkında orta düzeyde çapraşıklık oluşturması araştırmamızla yöntem açısından benzerlik gösterirken kullanılan adeziv sistemi, uygulanan bağlanma testi ve diş tipi ise araştırmamızla farklılık göstermektedir.

Bu araştırmada test edilen her iki gruba ait basma bağlanma dayanım sonuçlarının bioplast grubunda $5,93 \pm 2,19$ MPa, silikon grubunun ise $5,13 \pm 1,8$ MPa olduğu tespit edilmiştir. Bioplast grubuna ait bağlanma dayanım değerinin Reynolds'un belirtmiş olduğu sınırlar içerisinde olduğu görülmüştür. Silikon grubu ile bioplast grubu arasındaki bağlanma dayanım değerleri arasındaki farkın ise istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlenmiştir. Bu verilerin Mansour ve Bakhsh'ın çalışması ile uyumlu olduğu görülmüştür. Silikon grubundaki bu verilerin

Reynolds'un belirtmiş olduğu aralıktan daha düşük olmasını aktarma kaşığının hazırlanmasında kullanılan materyal ve rastgele seçilmiş olan dişlerin mine yüzeyindeki farklılıklardan olabileceğini düşünmekteyiz. Şiddetli çapraşıklık oluşturulmuş ark üzerinde şeffaf silikon ile aktarma kaşığı hazırlandığında daha lingualde konumlanan dişler üzerinde daha kalın bir silikon tabakası oluşmaktadır. Cacciafesta ve ark., (2005) çalışmalarında LED ışık kaynağı ile farklı mesafelerden uygulanan ışığın braket bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Araştırmanın sonucunda 6 mm'den daha uzun mesafeden uygulanan ışığın ortalama bağlanma dayanım değerini düşürdüğünü tespit etmişlerdir. Bu noktada braket ile ışık kaynağı arasındaki mesafenin silikon grubunda bioplast grubuna göre daha fazla olmasının ortalama bağlanma dayanım değerlerini etkileyebileceği düşünülmüştür.

Silikon ve bioplast grubuna ait bağlanma dayanım üst değerlerinin ise debonding sırasında mine kırıklarına yol açabilecek düzeyde olmadıkları görülmüştür. Her iki gruptaki ortalama bağlanma dayanım değerlerini etkileyebileceğini düşündüğümüz diğer bir parametre olan mine yüzey özellikleri ise SEM görüntüleri ile değerlendirilmiştir. Her grup için rastgele seçilmiş olan örneklerden alınan 100X, 250X, 500X ve 1000X büyütmedeki yüzeyel SEM görüntülerinde mine yüzey yapılarındaki farklılıkların görülmesi bu görüşümüzü desteklemektedir.

Literatürde bağlanma dayanımının değerlendirildiği pek çok in vitro çalışma incelendiğinde çok değişen aralıkta bağlanma dayanımı sonuçlarının olduğu, klinik olarak kabul edilebilir bağlanma dayanımı için görüş birliğinin bulunmadığı görülmüştür. Araştırmamızdaki silikon grubuna ait verilerin Reynolds'a göre düşük olmasına karşın Mansour ve Baksh'a göre uyumlu olduğu görülmektedir. Bu nedenle silikon grubunun verilerinin bioplast grubuna göre istatistik olarak düşük bulunmuş olsa da bu farkın klinik uygulamalar için önemli olmadığını düşünmekteyiz.

Bağlanma dayanım çalışmalarında kopmanın nerede gerçekleştiğini belirlemek amacıyla ARI indeksinin kullanıldığı bilinmektedir. Literatürde nitel ve subjektif bir indeks olan ARI'nın aynı zamanda hızlı ve basit uygulanabilir olduğu belirtilmiştir

(Montasser ve Drummond, 2009). Günümüzde mine üzerindeki adeziv kalıntı miktarının değerlendirilmesinde iki farklı indeksin kullanıldığı görülmüştür. Bunlar Artun ve Bergland (1984) tarafından tanımlanan ARI indeksi ile Bishara ve Trulove (1990) tarafından tanımlanan modifiye ARI indeksidir. Mine yüzeyindeki adeziv artıklarının değerlendirilmesinde literatürde daha fazla kullanıma sahip olan ARI indeksi araştırmamızda da tercih edilmiştir (Carstensen, 1995; Mui ve ark., 1999; Sfondrini ve ark., 2006).

Bağlanma dayanım testlerinden sonra kopmanın iki alanda meydana geldiği görülmüştür. Bunlardan ilki braket tabanı-adeziv aralığı, ikincisi ise mine-adeziv aralığıdır. Koheziv tipi kopma braket tabanı-adeziv aralığında, adeziv tipi kopma ise mine-adeziv aralığında gerçekleşmektedir. (Bishara ve ark., 2001; Da Rocha ve ark., 2014; Uysal ve ark., 2002). Adeziv tipi kopmanın mine yüzeyine adezivin yeterli derecede tutunamaması veya adezivin mine-adeziv aralığında oluşan kuvvetlere karşı direnç zayıflığı göstermesi nedeniyle olduğu bildirilmiştir (Arıcı ve ark., 2011). Adezivin çoğunun mine yüzeyinde kaldığı koheziv tipi kopmanın ise asitle pürüzlendirme işlemi sonrasında mine yapısında meydana gelen girintiler içerisine adezivin yeterli miktarda tutunması nedeniyle oluşabileceği görülmüştür (Arıcı ve ark., 2011; Minick ve ark., 2009). Literatürde koheziv tip kopmanın gerçekleştiği mine yüzeyindeki fazla miktardaki adezivin uzaklaştırılması sırasında iatrojenik mine hasarlarının oluşabileceği belirtilmiştir (O'Brien ve ark., 1988; Guan ve ark., 2000; Mui ve ark., 1999).

Literatürde direkt bonding metodu ile yapılmış bağlanma dayanım testlerinden sonra mine yüzeyindeki adeziv artıklarının değerlendirilmesinde ARI indeksinin kullanıldığı birçok in vitro çalışma bulunmaktadır.

Yadala ve ark., (2015) direkt bonding metoduyla Transbond XT adeziv sistemini kontrol grubu olarak kullandıkları araştırmalarında çeşitli self etch adeziv sistemlerinin braket bağlanma dayanım testi sonrasındaki mine üzerindeki adeziv kalıntı miktarlarının değerlendirilmesi amacıyla ARI indeksini kullanmışlardır. 50X

büyütme altında inceledikleri örneklerde Transbond XT grubunda en çok 3 ARI skoru elde edilirken, tüm self etch adeziv sistemlerinde ise 1 ve 2 ARI skorlarının elde edildiğini bildirmişlerdir.

Minick ve ark., (2009) direkt bonding metoduyla içlerinde Transbond XT'ninde bulunduğu çeşitli adeziv sistemlerinin bağlanma dayanım sonuçlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında mine üzerindeki adeziv kalıntı miktarının değerlendirilmesi amacıyla ARI indeksini kullanmışlardır. 10X büyütme altında incelenen örneklerde en fazla 2 ARI skorunun elde edildiği gruplar arasındaki farkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür.

Sharma ve ark., (2014) içerisinde Transbond XT'ninde olduğu dört farklı adeziv sistemini bağlanma dayanımı açısından karşılaştırdıkları araştırmalarında bağlanma dayanım testlerinden sonra mine üzerindeki adeziv kalıntı miktarlarının değerlendirilmesi amacıyla ARI indeksini kullanmışlardır. 10X büyütme altında incelenen örneklerde Transbond XT grubunda en çok 2 ve 3 ARI skoru elde edilirken, diğer gruplarda 1 ve 2 ARI skorlarının elde edildiği tespit edilmiştir. Araştırmacılar yüksek ARI skorları elde edildiği gruplarda %37'lik fosforik asit kullanımı sonucu hazırlanan mine yüzeyinde kullanılan Transbond XT adeziv sistemi ile yeterli bağlanmanın sağlanması nedeniyle kopmanın adeziv-braket ara yüzeyinde görüldüğünü bildirmişlerdir. Bu tip kopmalara neden olabilecek bir diğer durumun ise braket tabanı altında kalan adezivdeki polimerizasyon eksiliğinin olabileceği görüşündedirler.

Linn ve ark., (2006) indirekt ve direkt bonding metodlarındaki bağlanma dayanım sonuçlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında mine üzerindeki adeziv kalıntı miktarının değerlendirilmesi amacıyla ARI indeksini kullanmışlardır. Her iki gruba ait örneklerin hangi büyütme altında incelendiğinin belirtilmediği çalışmada en fazla 1 ARI skorunun elde edildiği görülmüştür.

Yi ve ark., (2003) kimyasal sertleşen adeziv sistemi kullanılan indirekt bonding metodu ile ışıkla sertleşen adeziv sistemi kullanılan direkt bonding

metodunun bağlanma dayanım sonuçlarını karşılaştıran çalışmalarında mine üzerindeki adeziv kalıntı miktarının değerlendirilmesi amacıyla ARI indeksini kullanmışlardır. 30X büyütme altında incelenen her iki gruba ait örneklerde en fazla 2 ARI skorunun görüldüğü bildirilmiştir.

Bakhsh, (2011) farklı indirekt bonding metodlarını bağlanma dayanımı açısından karşılaştırdığı çalışmasında adeziv kalıntı miktarının değerlendirilmesinde modifiye ARI indeksini kullanmıştır. Araştırmacı çıplak gözle değerlendirmiş olduğu tüm gruptaki örneklerde en fazla 1 modifiye ARI skorunun görüldüğünü belirtmiştir. Sonuç olarak 3 ARI skoru ile uyumlu olduğu bilinen modifiye 1 ARI skoruna sahip örneklerdeki kopmanın adeziv-braket ara yüzeyinde gerçekleştiği görülmüştür.

Demir, (2007) yaptığı çalışmasında indirekt bonding metodu kullanılarak oluşturulan gruplarda farklı tip adeziv sistemlerinin, ışık kaynaklarının ve uygulanan ışınlama sürelerinin bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerini araştırmıştır. Bağlanma dayanım testi sonrasında mine yüzeyindeki adeziv kalıntı miktarının değerlendirilmesi amacıyla ARI indeksi kullanmıştır. Gruplara ait örneklerin hangi büyütme altında incelendiğinin belirtilmediği çalışmada en fazla 1 ARI skorunun elde edildiği görülmüştür.

Braket bağlanma dayanımı sonuçları ile ARI skorları arasında ilişkinin incelendiği çalışmalarda ise bu iki parametre arasında bir korelasyonun bulunmadığı bildirilmiştir (Demir, 2007; Linn ve ark., 2006).

Farklı indirekt bonding metodu kullanılarak oluşturulan gruptaki örneklerin 10X büyütme altında incelendiği bu çalışmada her iki gruba ait örneklerde en fazla 3 ARI skorunun görüldüğü tespit edilmiştir. Her iki gruptaki örneklerin çoğunda kullanılan adezivin mine yüzeyinde kalması koheziv tipi bir kopmanın gerçekleştiğini göstermektedir. Bu durum adeziv sisteminin mine yüzeyine olan bağlantısının yeterli düzeyde olduğunun bir göstergesi olabilir (Arıcı ve ark., 2011; Minick ve ark., 2009). Sharma ve ark., (2014) bu tip kopmalara neden olabilecek diğer bir durumun ise

braket tabanı altında kalan adezivin polimerizasyon eksiliğinden olabileceği görüşündedirler. Bu noktada her iki gruptaki 3 ARI skorunun dağılımındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Gruplar arasındaki bu farkın şeffaf silikon materyalinin çapraşıklık oluşturulmuş ark üzerindeki dişlerde bukkolingual yönde yaratmış olduğu materyal kalınlığı nedeniyle vestibülden uygulanan ışığın geçirgenliğindeki azalmadan ve dişlerdeki mine yüzey özelliklerindeki farklılıklardan dolayı olabileceğini düşünmekteyiz.

Gruplardaki örneklerde 3 ARI skorunun daha fazla görülmesinin literatürle uyumlu olduğu görülmüştür. Bu noktada literatürle karşılaşılan farklılıkların ise diş tipi, braket tipi, adeziv sistemleri, uygulanan basma dayanımı test parametreleri ve örneklerin değerlendirilmesinde kullanılan magnifikasyon büyüklüklerinden kaynaklanabileceği düşüncesindeyiz. Montasser ve Drummond, (2009) yaptıkları çalışmalarında örneklerin incelenmesinde kullanılacak olan magnifikasyon büyüklüklerinin de ARI skorlarını etkileyebileceğini bildirmişlerdir. Özellikle 20X büyütmelemin 10X ve çıplak gözle yapılan değerlendirmelere göre düşük ARI skorlarında artışa, yüksek ARI skorlarında ise azalmaya neden oldukları göstermişlerdir. Literatürde ise farklı magnifikasyonların tercih edilebileceği ya da bu konuyla ilgili herhangi bir bilginin verilmediği görülmüştür.

ARI indeksi kullanılarak yapılmış olan skorlama sonrasında seçilmiş dişlerin mine yüzeylerindeki farklılıkları değerlendirmek için yüzeyel SEM görüntüleri, bağlanma dayanımı ile ilişkili olduğu belirtilen rezin tag uzantılarını değerlendirmek için ise çapraz kesitsel SEM görüntüleri alınmıştır.

Braket bağlanma dayanım testleri sonrasındaki mine yüzeyindeki adeziv artıklarının değerlendirilmesinde SEM görüntülerinin kullanıldığı görülmüştür (Campbell, 1995). Mine yüzeyinin değerlendirilmesinde kullanılan bu tekniğin yeterli derinlikte, keskinlikte ve yüksek kalitede görüntüler sağladığı bilinmektedir (Mikšić ve ark., 2003). Çapraz kesitsel olarak alınan SEM görüntülerinde ise bağlanma dayanımı ile ilişkili olduğu düşünülen rezin taglerinde görülebileceği bildirilmiştir

(Torii ve ark., 2002). Örneklerin mikroskopik değerlendirme öncesinde dikkatli bir hazırlık aşamasından geçmesi ve örnek yüzeylerinin iletken hale getirilmesi için altın-palladyum karışımı ile kaplanması gerekliliği nedeniyle oluşan ek süre ve yüksek maliyet bu tekniğin önemli dezavantajlarından (Mikšić ve ark., 2003).

Bu araştırmada seçilmiş olan dişlerin 100X, 250X, 500X ve 1000X büyütmede alınan yüzeyel SEM görüntülerinde bu dişlerin mine yüzeylerinde farklılıklar tespit edilmiştir. Literatürle de uyumlu olan bu durumun bağlanma dayanım sonuçları ve ARI skorlarının dişlerin yapısal özelliklerinde de etkilenebileceği yönündeki düşüncemizi desteklediği görülmüştür.

Çapraz kesitsel SEM görüntülerinde izlenen rezin tag formasyonlarının uzunluk ve miktarlarının bağlanma dayanım sonuçlarını etkilediği bildirilmiştir (Diedrich, 1981; Mallmann ve ark., 2005; Patierno ve ark., 1996; Shinci ve ark., 2000; Torii ve ark., 2002).

Shinci ve ark., (2000) yaptıkları çalışmada farklı konsantrasyondaki fosforik asit uygulamalarının SEM altında incelenen çapraz kesitsel görüntülerinde rezin tag uzunluklarını karşılaştırmışlardır. Bu görüntülerde rezin tag uzunluklarının %3'lük asit uygulanan grupta 5.2 µm, %5'lik asit uygulanan grupta 8.6 µm, %10'lük asit uygulanan grupta 9.8 µm, %20'lik asit uygulanan grupta 11.7 µm, %35'lik asit uygulanan grupta 22 µm ve %65'lik asit uygulanan grupta 7 µm olduğu belirlenmiştir. Bu araştırmada ise bonding işleminin mine yüzeyinin hazırlanması aşamasında en yüksek rezin tag uzunluklarının elde edilebildiği bilinen %35'lik fosforik asit uygulaması yapılmıştır.

Pillai ve ark., (2014) direkt bonding metodu ile yaptıkları çalışmada Transbond XT, Biofix ve Unite olarak belirlemiş oldukları üç farklı adeziv sistemini bağlanma dayanımı açısından karşılaştırmışlardır. Bu üç gruba ait çapraz kesitsel SEM görüntülerindeki rezin tag uzunluklarını Transbond XT grubunda 10-20 µm, Biofix grubunda 3-9 µm olarak ve Unite grubunda 3-8 µm olarak tespit etmişlerdir.

Bu araştırmada 3 ARI skorunu alan örneklerin 1000X büyütme altındaki çapraz kesitsel SEM görüntülerinde rezin tag uzunlukları değerlendirilmiştir. Bu

görüntülerdeki rezin tag uzunluk ve miktarları her iki grup içinde incelendiğinde bioplast grubunda, 3,7-12,6 μm aralığında ortalaması 6.7 μm olan 13 rezin tag, silikon grubunda ise 3,4-14,4 μm aralığında ortalaması 7,7 μm olan 14 rezin tag tespit edilmiştir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

1. İndirekt bonding metodunda altın standart olarak kabul edilen bioplast materyalinin silikon materyaline göre bağlanma dayanımı sonuçlarının daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.
2. Şeffaf silikon materyalinin dişler üzerindeki kalınlığının fazla olması durumunda etkili bir polimerizasyonun sağlanamayabileceği düşüncesiyle bu materyalin mümkün olduğunca ince bir tabaka halinde uygulanmasına dikkat edilmelidir.
3. In vitro çalışmalarda kullanılacak olan dişlerin mine yüzey özelliklerinin bağlanma dayanımını sonuçlarını etkileyebileceği düşünülmektedir.
4. Her iki gruptaki ARI skorları incelendiğinde bağlanma dayanımı testinden sonraki kopmanın çoğunlukla kohesiv tipi gerçekleştiği görülmüştür. 3 ARI skorunun bioplast grubundaki dağılımının ise silikon grubundan daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.

ÖZET

Yüzbaşıoğlu Ertuğrul B, Şiddetli anterior çapraşıklığa sahip alt çene modelinde iki farklı indirekt bonding metodunun braketlerin bağlanma kuvvetleri üzerine olan etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesi, YYÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Van, 2015. Bu araştırmanın amacı şiddetli anterior çapraşıklığa sahip alt çene modelinde iki farklı indirekt bonding metodunun bağlanma dayanımı açısından karşılaştırılmasıdır. 160 adet çekilmiş insan alt keser dişi rastgele iki gruba ayrılmıştır. Aktarma kaşığının hazırlanmasında Grup I'de şeffaf silikon materyali, Grup II'de ise bioplast materyali kullanılmıştır. Her iki gruptaki dişlere braketler Transbond XT (3M Unitek, USA) adeziv sistemi kullanılarak yapıştırılmıştır. Adezivin polimerizasyonu için 3 sn süreyle yüksek yoğunluktaki led ışık cihazının (Valo, Opal Orthodontics by Ultradent, USA) extra power quadrant mode kullanılmıştır. Braketlere kopana kadar 0.5 mm/dk hızla kuvvetin yüklendiği Universal test cihazında (Autograph AGS-X, Shimadzu, Japonya) basma dayanımı testleri yapılmıştır. Ortalama basma dayanımı değerleri varyans analizi kullanılarak istatistik olarak değerlendirilmiştir. Basma dayanımı testi sonrasında mine yüzeyindeki artık adeziv miktarının değerlendirilmesinde 10X büyütmede ARI indeksi kullanılmıştır. ARI skorları ki kare testi kullanılarak istatistik olarak değerlendirilmiştir. Her gruptan seçilen ikişer örneğin mine yüzey özellikleri ve rezin tag uzunlukları ise taramalı elektron mikroskopuyla (SEM) incelenmiştir. Ortalama basma dayanımı değerleri silikon grubunda $5,13 \pm 1,8$ MPa, bioplast grubunda ise $5,93 \pm 2,19$ MPa olarak bulunmuştur. Bioplast grubu silikon grubuna göre istatistik olarak anlamlı derecede yüksek basma dayanımı değerleri göstermiştir. X10 büyütme altında incelenen her iki gruptaki örneklerde en fazla 3 ARI skorunun olduğu görülmüştür. 3 ARI skorunda en yüksek yüzdelerik değerin silikon grubunda %52.5, bioplast grubunda ise %73.8 olduğu belirlenmiştir. ARI indeksindeki 3 skor dağılımını bioplast grubunda silikon grubuna göre istatistik olarak anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür. Her iki gruba ait yüzeyel SEM görüntülerinde dişlerin mine yüzey özelliklerinde farklılıklar görülmüştür. 3 ARI skoru alan örneklerin 1000X büyütme altındaki çapraz kesitsel SEM görüntülerinde bioplast grubunda 3,7-12,6 µm aralığında ortalaması 6,7 µm 13 rezin tag, silikon grubunda ise 3,4-14,4 µm aralığında ortalaması 7,7 µm 14 rezin tag'ın olduğu belirlenmiştir. İndirekt bonding metodunda altın standart olarak kabul edilen bioplast materyalinin silikon materyaline göre bağlanma dayanımı sonuçlarının daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.

Anahtar sözcükler: İndirekt bonding metodu, basma bağlanma dayanımı, ARI, SEM,

SUMMARY

Yüzbaşıoğlu Ertuğrul B, In vitro assessment of the effect of two different indirect bonding methods on the bond strengths of brackets in a severe crowding model, YYU Institute of Health Sciences Department of Orthodontics, Doctoral Thesis, Van, 2015. The aim of this study is to compare two different indirect bonding methods on a severe crowding model in terms of bond strength. 160 extracted human lower incisors were randomly assigned to two groups. Transparent silicon material and bioplast material were used in transfer tray preparation in groups 1 and 2 respectively. Transbond XT (3M Unitek, USA) adhesive system was used to bond brackets to teeth in both groups. A high intensity LED light source (Valo, Opal Orthodontics by Ultradent, USA) was used for 3 seconds for adhesive polymerization. Brackets were subjected to shear forces with universal test machine (Autograph AGS-X, Shimadzu, Japan) under 0.5 mm/min crosshead speed until failure. Mean shear bond strengths were statistically evaluated by analysis of variance. ARI index was used to assess the amount of adhesive remnant on enamel surface after shear test under 10X magnification. Statistical evaluation of ARI scores were performed with chi-square tests. Two subjects from both groups were evaluated for enamel surface characteristics and resin tag lengths with SEM. Mean shear bond strengths were found to be $5,13 \pm 1,8$ MPa and $5,93 \pm 2,19$ MPa for silicon and bioplast groups respectively. Bioplast group showed significantly greater shear bond strength than the silicon group. Maximum ARI scores were found to be 3 in both groups which were assessed under X10 magnification. 3 score is determined as 52.5% in the silicon group and 3 score is determined as 73.8% in the bioplast group. ARI scores 3 were statistically significantly more frequent in bioplast group. Differences were seen between the groups in terms of enamel surface characteristics under SEM evaluation. Cross sectional 1000X SEM images of ARI 3 subjects have shown 13 and 14 resin tags with lengths ranged from 3,7-12,6 μm and 3,4-14,4 μm and means as 6.7 μm and 7.7 μm for bioplast and silicone groups respectively. It was determined that bioplast material which is considered to be the gold standard for indirect bonding method has greater shear bond strength than the silicone material.

Key words: Indirect bonding method, shear bond strength, ARI, SEM.

KAYNAKLAR

Abdelnaby YL, Al-Wakeel EES (2010). Effect of early orthodontic force on shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different adhesive systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138, 2, 208-214.

Aboush YE, Tareen A, Elderton RJ (1991). Resin-to-enamel bonds: effect of cleaning the enamel surface with prophylaxis pastes containing fluoride or oil. *British dental journal*, 171, 7, 207-209.

Aksakalli S, Demir A (2012). Indirect bonding: A literature review, *European Journal of General Dentistry*, 1, 1, 6-9.

Akyüz S, Yarat A, Egil E (2011). Bisfenol-A İçerikli Dental Materyallere Güncel Yaklaşım, *Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 1, 3, 190-195.

Amato PAF, Martins RP, Dos Santos Cruz CA, Capella MV, Martins LP, Ward JD (2014). Clinical effect of reducing curing times with high-intensity LED lights, *The Angle Orthodontist*, 146, 1, 40-46.

Arhun N, Arman A (2007). Effects of Orthodontic Mechanics on Tooth Enamel: A Review, *Seminars in Orthodontics*, 13, 4, 281-291.

Arıcı N, Bereket MC, Şener İ, Arıcı S (2011). Ortodontik ataçmanların yapıştırılmasında bir doku yapıştırıcısının kullanılması: Bir laboratuvar çalışma, *Atatürk Ünv. Diş. Hek. Fak.Dergisi*, 21, 3, 213-218.

Arnich N, Canivenc-Lavier MC, Kolf-Clauw M, Coffigny H, Cravedi JP, Grob K, Tulliez J (2011). Conclusions of the French Food Safety Agency on the toxicity of bisphenol A, *International Journal of Hygiene and Environmental Health*, 214, 3, 271-275.

Artun J, Bergland S (1984). Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment, *American Journal of Orthodontics*, 85, 4, 333-340.

Atık E, Ciğer S (2014). Ortodontik Bonding İşleminde Self-Etch Primer ve Konvansiyonel Asit-Etch Tekniklerinin Karşılaştırması, *Atatürk Üniv. Diş. Hek. Fak.Dergisi*, 24, 3, 452-457.

Bakhsh HH (2011). Bond Strength Comparison of Orthodontic Brackets Bonded Using Four Indirect Bonding Transfer Techniques, King Saud University, Master Thesis, Chicago

Berk N, Baaran G, Özer T (2008). Comparison of sandblasting, laser irradiation, and conventional acid etching for orthodontic bonding of molar tubes, *European Journal of Orthodontics*, 30, 2, 183-189.

Bhad WA, Hazarey PV (1995). Scanning electron microscopic study and shear bond strength measurement with 5% and 37% phosphoric acid, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 108, 4, 410-414.

Bin Abdullah M, Rock WP (1996). The effect of etch time and debond interval upon the shear bond strength of metallic orthodontic brackets., *British Journal of Orthodontics*, 23, 2, 121-124.

Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ (2006). Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems, *Angle Orthodontist*, 76, 1, 123-126.

Bishara SE, Soliman M, Ajlouni R, Laffoon J, Warren JJ (2005). Effect of Changing a Test Parameter on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets, *The Angle Orthodontist*, 75, 6, 832-835.

Bishara SE, Trulove TS (1990). Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. Part I. Background and methods, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98, 2, 145-153.

Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ (2001). Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119, 6, 621-624.

Braem M, Lambrechts P, Vanherle G, Davidson CL (1987). Stiffness increase during the setting of dental composite resins, *Journal of Dental Research*, 66, 12, 1713-1716.

Buonocore MG (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces, *Journal of Dental Research*, 34, 6, 849-853.

Burgess AM, Sherriff M, Ireland AJ (2006). Self-etching primers: Is prophylactic pumicing necessary? A randomized clinical trial, *Angle Orthodontist*, 76, 1, 114–118.

Cacciafesta V, Francesca M, Scribante A (2005). Effect of Light-tip Distance on the Shear Bond Strengths of Composite Resin, *Angle Orthodontist*, 75, 3, 386–391.

Cacciafesta V, Sfondrini MF, De Angelis M, Scribante A, Klersy C (2003). Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123, 6, 633-640.

Campbell PM (1995). Enamel surfaces after orthodontic bracket debonding, *Angle Orthodontist*, 65, 2, 103-110

Carlson SK, Johnson E, Valley M (2001). Bracket positioning and resets: Five steps to align crowns and roots consistently, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119, 1, 76-80.

Carstensen W (1995). Effect of reduction of phosphoric acid concentration on the shear bond strength of brackets, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 108, 3, 274-277.

Chamda RA, Manch BDS, Witwatersrand MDO (1996). Time-related bond strengths of light-cured and chemically cured bonding systems : An in vitro study, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 110, 4, 378-382.

Cooper R, Sorenson N (1993). Indirect Bonding with Adhesive Precoated Brackets, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 27, 3, 164-167.

Coups-Smith KS, Rossouw PE, Titley KC (2003). Glass ionomer cements as luting agents for orthodontic brackets, *Angle Orthodontist*, 73, 4, 436-444.

D'Attilio M, Traini T, Di Iorio D, Varvara G, Festa F, Tecco S (2005). Shear bond strength, bond failure, and scanning electron microscopy analysis of a new flowable composite for orthodontic use, *Angle Orthodontist*, 75, 3, 410-415.

Da Rocha JM, Gravina MA, da Silva Campos MJ, Quintão CCA, Elias CN, Vitral RWF (2014). Shear bond resistance and enamel surface comparison after the bonding and debonding of ceramic and metallic brackets, *Dental Press Journal of Orthodontics*, 19, 1, 77-85.

Da Silva CFLM, Correa MA, Sobrinho LC, Moro A, Moresca RC, Correr GM (2012). Shear bond strength of nanofilled flowable resins used for indirect bracket bonding, *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 11, 4, 458-462.

Demir D (2007). İndirekt Bonding ile Yapıştırılan Braketlerin Bağlanma Kuvvetleri Üzerine Farklı Işık Kaynaklarının Etkisi: Labaratuar ve Klinik Çalışması Doktora Tezi, Çukurova Üniversitesi. Adana.

- Diedrich P (1981). Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope, *American Journal of Orthodontics*, 79, 5, 500-522.
- Dunn WJ, Taloumis LJ (2002a). Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122, 3, 236-241.
- Dunn WJ, Taloumis LJ (2002b). Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122, 3, 236-241.
- Echarri P, Kim TW (2004). Double transfer trays for indirect bonding, *Journal of Clinical Orthodontics*, 38, 1, 8-13.
- Eliades T (2007). Orthodontic materials research and applications: Part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131, 2, 253-262.
- Eliades T (2010). Polymerization Lamps and Photocuring in Orthodontics, *Seminars in Orthodontics*, 16, 1, 83-90.
- Eliades T, Brantley WA (2000). The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols, *European Journal of Orthodontics*, 22, 1, 13-23.
- Eliades T, Eliades G, Brantley WA (1995). Polymerization efficiency of chemically cured and visible light-cured orthodontic adhesives: Degree of cure, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 108, 3, 294-301.
- Eliades T, Hiskia A, Eliades G, Athanasiou AE (2007). Assessment of bisphenol-A release from orthodontic adhesives, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131, 1, 72-75.

Evans LJ, Peters C, Flickinger C, Taloumis L, Dunn W (2002). A comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets using various light sources, light guides, and cure times, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 121, 5, 510-515.

Ewoldsen N, Demke RS (2001). A review of orthodontic cements and adhesives, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120, 1, 45-48.

Finnema KJ, Özcan M, Post WJ, Ren Y, Dijkstra PU (2010). In-vitro orthodontic bond strength testing: A systematic review and meta-analysis, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137, 5, 615-622.

Fitzgerald I, Bradley GT, Bosio JA, Hefti AF, Berzins DW (2012). Bonding with self-etching primers-pumice or pre-etch? An in vitro study, *European Journal of Orthodontics*, 34, 2, 257-261.

Fjeld M, Øgaard B (2006). Scanning electron microscopic evaluation of enamel surfaces exposed to 3 orthodontic bonding systems, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130, 5, 575-581.

Fritz UB, Diedrich P, Finger WJ (2001). Self-etching primers-an alternative to the conventional acid etch technique?, *Journal of Orofacial Orthopedics*, 62, 3, 238-245.

Gange P (1995). Paul Gange on the present state of bonding. Interview by Homer W. Phillips, *Journal of Clinical Orthodontics*, 29, 7, 429-436.

Garcia-Godoy F, Martin S (1995). Shear strength of ceramic brackets bonded to etched or unetched enamel, *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 19, 3, 181-183.

Goldstein RE, Parkins FM (1994). Air-abrasive technology: its new role in restorative dentistry, *Journal of the American Dental Association*, 125, 5, 551-557.

Grabouski JK, Staley RN, Jakobsen JR (1998). The effect of microetching on the bond strength of metal brackets when bonded to previously bonded teeth: an in vitro study, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 114, 4, 452-460.

Greenlaw R, Way DC, Galil KA (1989). An in vitro evaluation of a visible light-cured resin as an alternative to conventional resin bonding systems, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 96, 3, 214-220.

Gronberg K, Rossouw PE, Miller BH, Buschang P (2006). Distance and time effect on shear bond strength of brackets cured with a second-generation light-emitting diode unit, *The Angle Orthodontist*, 76, 4, 682-688.

Guan G, Takano-Yamamoto T, Miyamoto M, Hattori T, Ishikawa K, Suzuki K (2000). Shear bond strengths of orthodontic plastic brackets, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 117, 4, 438-443.

Hickham JH (1993). Predictable Indirect Bonding, *Journal of Clinical Orthodontics*, 27, 4, 215-218.

Hobson RS, McCabe JF, Hogg SD (2001). Bond strength to surface enamel for different tooth types, *Dental Materials*, 17, 2, 184-189.

Hodge TM, Dhopatkar AA, Rock WP, Spary DJ (2001). The Burton approach to indirect bonding, *Journal of Orthodontics*, 28, 4, 267-270.

Hogervorst WL Van W, Feilzer AJ, Prahl-Andersen B (2000). The air-abrasion technique versus the conventional acid-etching technique: A quantification of surface enamel loss and a comparison of shear bond strength, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 117, 1, 20-26.

İşman E, Karaarslan EŞ, Okşayan R, Tunçdemir AR, Üşümez S, Adanir N, Cebe MA (2012). Inadequate shear bond strengths of self-etch, self-adhesive systems for secure orthodontic bonding, *Dental Materials Journal*, 31, 6, 947-953.

Jaffer S, Oesterle LJ, Newman SM (2009). Storage media effect on bond strength of orthodontic brackets, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136, 1, 83-86.

Johnston CD, Hussey DL, Burden DJ (1996). The effect of etch duration on the microstructure of molar enamel: an in vitro study, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 109, 5, 531-534.

Jonke E, Franz A, Freudenthaler J, König F, Bantleon HP, Schedle A (2008). Cytotoxicity and shear bond strength of four orthodontic adhesive systems, *European Journal of Orthodontics*, 30, 5, 495-502.

Jost-Brinkmann PG, Schiffer A, Miethke RR (1992). The effect of adhesive-layer thickness on bond strength, *Journal of Clinical Orthodontics*, 26, 11, 718-720.

Joves, GJ, Inoue G, Nakashima S, Sadr A, Nikaido T, Tagami J (2013). Mineral density, morphology and bond strength of natural versus artificial caries-affected dentin, *Dental Materials Journal*, 32, 1, 138-143.

Kalange JT (1999). Ideal Appliance Placement with APC Brackets and Indirect Bonding, *Journal of Clinical Orthodontics*, 33, 9, 516-526.

Kalange JT (2004). Indirect bonding: a comprehensive review of the advantages, *World Journal of Orthodontics*, 5, 4, 301-307.

Kalange JT, Thomas RG (2007). Indirect Bonding: A Comprehensive Review of the Literature, *Seminars in Orthodontics*, 13, 1, 3-10.

Kanashiro LK, Robles-Ruíz JJ, Ciamponi AL, Medeiros IS, Tortamano A, Paiva JB (2014). Influence of different methods of cleaning custom bases on the shear bond strength of indirectly bonded brackets, *Journal of Orthodontics*, 41, 3, 175-180.

Kasrovi PM, Timmins S, Shen A (1997). A new approach to indirect bonding using light-cure composites, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 111, 6 , 652-656.

Kiremitçi DA, Altinci DP (2008). Self-Etch Adeziv Sistemlerde Güncel Gelişmeler Bölüm I : Farklı Özelliklerde Diş Sert Dokularına Bağlanma Etkinliği, *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 4, 32, 33-48.

Klocke A, Kahl-Nieke B (2005). Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing, *Dental Materials* , 21, 5, 391-396.

Klocke A, Kahl-Nieke B (2005). Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129, 2, 261–265.

Klocke A, Shi J (2003). Bond Strength with Custom Base Indirect Bonding Techniques, *Angle Orthodontist*, 73, 2, 176-180.

Klocke A, Shi J, Kahl-Nieke B, Bismayer U (2003a). In vitro investigation of indirect bonding with a hydrophilic primer, *Angle Orthodontist*, 73, 4, 445-450.

Klocke A, Shi J, Kahl-Nieke B, Bismayer U (2003b), In vitro evaluation of a moisture-active adhesive for indirect bonding, *Angle Orthodontist*, 73, 6, 697-701.

Koo BC, Chung CH, Vanarsdall RL (1999). Comparison of the accuracy of bracket placement between direct and indirect bonding techniques, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 116, 3, 346-351.

Kramer PF, Zelante F, Simionato MR (1993). The immediate and long-term effects of invasive and noninvasive pit and fissure sealing techniques on the microflora in occlusal fissures of human teeth, *Pediatric Dentistry*, 15, 2, 108-112.

Lalani N, Foley TF, Voth R, Banting D, Mamandras A (2000). Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength, *Angle Orthodontist*, 70, 1, 28-33.

Lindauer SJ, Browning H, Shroff B, Marshall F, Anderson RH, Moon PC (1997). Effect of pumice prophylaxis on the bond strength of orthodontic brackets, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 111, 6, 599-605.

Linn BJ, Berzins DW, Dhuru VB, Bradley TG (2006). A Comparison of Bond Strength Between Direct- and Indirect-bonding Methods, *Angle Orthodontist*, 76, 2, 289-294.

Lippitz SJ, Staley RN, Jakobsen JR (1998). In vitro study of 24-hour and 30-day shear bond strengths of three resin-glass ionomer cements used to bond orthodontic brackets, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 113, 6, 620-624.

Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Mathias P, Muench A (2005). Microtensile bond strength of light- and self-cured adhesive systems to intraradicular dentin using a translucent fiber post, *Operative Dentistry*, 30, 4, 500-506.

Mandall NA, Millett DT, Mattick CR, Hickman J, Worthington HV, Macfarlane TV. (2002). Orthodontic adhesives: A systematic review, *Journal of Orthodontics*, 29, 3, 205-210.

Mansour A, Bakhsh Z (2015). An Evaluation of a Light Cure and Dual Tray For Indirect Bonding of Orthodontic Brackets, *Life Science Journal*, 12, 1, 190-193.

- McCrostie HS (2003). Indirect bonding simplified, *Journal of Clinical Orthodontics*, 37, 5, 248-51.
- McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H (2001). Bracket positioning and case set up, Chapter 3, in Systemized Orthodontic Treatment Mechanics Editors, McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H, 1. baskı, 55-69, Mosby, Edinburgh.
- Meerbeek B Van, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, Vanherle G (2001). Adhesive and Cements to Promote Preservation Dentistry, *Operative Dentistry*, 6, 119-144.
- Mikšić M, Šlaj M, Meštrović S (2003). Stereomicroscope Analysis of Enamel Surface after Orthodontic Bracket Debonding, *Collegium Antropologicum*, 2, 27, 83-89.
- Miles PG (2000). A comparison of retention rates of brackets with thermally-cured and light-cured custom bases in indirect bonding procedures, *Australian Orthodontic Journal*, 16, 2, 115-117.
- Miles PG (2002). Indirect Bonding with a Flowable Light-Cured Adhesive, *Journal of Clinical Orthodontics*, 36,11, 646-647.
- Millett D, Glenny AM, Mattick R, Hickman J, Mandall N (2008). Adhesives for fixed orthodontic bands, *The Cochrane Library*, 79, 4, 1-19.
- Minick GT, Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC (2009). Bracket bond strengths of new adhesive systems, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135, 6, 771-776.
- Montasser MA, Drummond JL (2009). Reliability of the adhesive remnant index score system with different magnifications, *Angle Orthodontist*, 79, 4, 773-776.
- Moskowitz EM, Knight LD, Sheridan JJ, Esmay T, Tovilo K (1996). A New Look at Indirect Bonding, *Journal of Clinical Orthodontics*, 30, 5, 277-281.

- Muguruma T, Yasuda Y, Iijima M, Kohda N, Mizoguchi I (2010). Force and amount of resin composite paste used in direct and indirect bonding, *Angle Orthodontist*, 80, 6, 1089-1094.
- Mui B, Rossouw PE, Kulkarni GV, Paedo D (1999). Optimization of a procedure for rebonding dislodged orthodontic brackets, *Angle Orthodontist*, 69, 3, 276-281.
- Munck J De, Landuyt K Van, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Meerbeek B Van (2005). A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue : Methods and Results, *Journal of Dental Research*, 84, 2, 118-132.
- Newman GV (1965). Epoxy adhesive for orthodontic attachments: Progress report, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 51, 12, 901-912.
- Nomoto R (1997). Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins, *Dental Materials Journal*, 16, 1, 60-73.
- Northrup RG, Berzins DW, Bradley TG, Schuckit W (2007). Shear Bond Strength Comparison between Two Orthodontic Adhesives and Self-Ligating and Conventional Brackets, *Angle Orthodontist*, 77, 4, 701-706.
- O'Brien KD, Read MJ, Sandison RJ, Roberts CT (1989). A visible light-activated direct-bonding material: an in vivo comparative study, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 95, 4, 348-351.
- O'Brien KD, Watts DC, Read MJF (1988). Residual debris and bond strength-Is there a relationship?, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 94, 3, 222-230.
- Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC (2001). Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119, 6, 610-616.

Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC (2002). Comparative bond strength of brackets cured using a pulsed xenon curing light with 2 different light-guide sizes, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122, 3, 242-250.

Øgaard B, Fjeld M (2010). The Enamel Surface and Bonding in Orthodontics, *Seminars in Orthodontics*, 16, 1, 37-48.

Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR (1997). Evaluation of Scotchbond Multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 111, 5, 498-501.

Özer T, Başaran G, Berk N (2008). Laser etching of enamel for orthodontic bonding, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134, 2, 193-197.

Patierno JM, Rueggeberg FA, Anderson RW, Weller RN, Pashley DH (1996). Push-out strength and SEM evaluation of resin composite bonded to internal cervical dentin, *Endodontics and Dental Traumatology*, 12, 5, 227-236.

Pillai A, Gangadharan A, Kumar S, Gangadharan J (2014). Comparison in Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets between B ioifix and Conventional Bonding Systems : An in vitro Study, *The Journal of Indian Orthodontic Society*, 48, 4, 461-465.

Polat O, Karaman AI, Buyukyilmaz T (2004). In vitro evaluation of shear bond strengths and in vivo analysis of bond survival of indirect-bonding resins, *Angle Orthodontist*, 74, 3, 405-409.

Powers JM, Kim HB, Turner DS (1997). Orthodontic adhesives and bond strength testing, *Seminars in Orthodontics*, 3, 3, 147-156.

Read MJF, Pearson AI (1998). A Method for Light- Cured Indirect Bonding, *Journal of Clinical Orthodontics*, 32, 8, 502-503.

- Reicheneder CA, Gedrange T, Lange A, Baumert U, Proff P (2009). Shear and tensile bond strength comparison of various contemporary orthodontic adhesive systems: An in-vitro study, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135, 4, 1-6.
- Reisner KR, Levitt HL, Mante F (1997). Enamel preparation for orthodontic bonding: a comparison between the use of a sandblaster and current techniques, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 111, 4, 366-373.
- Reynolds IR (1975). A review of direct orthodontic bonding, *British Journal of Orthodontics*, 2, 171-178.
- Richardson M (1982). Late lower arch crowding in relation to the direction of eruption, *Angle Orthodontist*, 52, 4, 300-312.
- Rossouw PE (2010). A Historical Overview of the Development of the Acid-Etch Bonding System in Orthodontics, *Seminars in Orthodontics*, 16, 1, 2-23.
- Roth RH (1981). Functional Occlusion for the Orthodontists, *Journal of Clinical Orthodontics*, 15, 3, 174-198.
- Sabatoski MA, Maruo IT, Camargo ES, Filho OG, Tanaka OM, Maruo H (2010). Influence of natural bovine enamel roughness on bond strength after etching, *Angle Orthodontist*, 80, 3, 562-569.
- Sachdeva K, Singla A, Mahajan V, Jaj H, Saini SS (2012). Effect of Storage Media on Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets: An in vitro Study, *Journal of Indian Orthodontic Society*, 46, 4, 203-209.
- Sakaguchi RL, Powers JM (2012). Restorative Materials-Composites and Polymers, Chapter in 9 in *Craigs Restorative and Dental Materials*, Editors Sakaguchi RL, Powers JM, 13. baskı, 161-199, Elsevier, Texas.

Sayın M, Türkkahraman H (2004). Malocclusion and Crowding in an Orthodontically Referred Turkish Population, *Angle Orthodontist*, 74, 5, 635-639.

Schneider LFJ, Cavalcante LM, Consani S, Ferracane JL (2009). Effect of co-initiator ratio on the polymer properties of experimental resin composites formulated with camphorquinone and phenyl-propanedione, *Dental Materials*, 25, 3, 369-375.

Schneider LFJ, Pfeifer CSC, Consani S, Pahl SA, Ferracane JL (2008). Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites, *Dental Materials*, 24, 9, 1169-1177.

Scholz RP (1983). Indirect Bonding Revisited, *Journal of Clinical Orthodontics*, 17, 8, 529-536.

Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G (2001). Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119, 1, 30-35.

Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Boehme A, Jost-Brinkmann P-G (2006). 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, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129, 4, 541-546.

Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Klersy C (2004). Plasma arc versus halogen light curing of orthodontic brackets: a 12-month clinical study of bond failures, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125, 3, 342-347.

Sharma S, Singh G, Singh A, Tandon P, Nagar A (2014). A comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with four different orthodontic adhesives, *Journal of Orthodontic Science*, 3, 2, 29-33.

Sheen DH, Wang WN, Tarng TH (1993). Bond strength of younger and older permanent teeth with various etching times, *Angle Orthodontist*, 63, 3, 225-230.

Shinchi MJ, Soma K, Nakabayashi N (2000). The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photo-cured resin to acid-etched enamel, *Dental Materials*, 16, 5, 324-329.

Signorelli MD, Kao E, Ngan PW, Gladwin MA (2006). Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: An in-vitro and in-vivo study, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129, 2, 277-282.

Silverman E, Cohen M, Gianelly AA, Dietz VS (1972). A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 62, 3, 236-244.

Simmons M (1978). Improved laboratory procedure for indirect bonding of attachments, *Journal of Clinical Orthodontics*, 12, 4, 300-302.

Sinha P.K, Nanda R.S, Ghosh J (1995). A thermal-cured, Fluoride-Releasing Indirect Bonding System, *Journal of Clinical Orthodontics*, 29, 2, 97-100.

Sondhi A (1999). Efficient and effective indirect bonding, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 115, 4, 352-359.

Swanson T, Dunn WJ, Childers DE, Taloumis LJ (2004). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125, 3, 337-341.

Tanna N, Kao E, Gladwin M, Ngan PW (2009). Effects of sealant and self-etching primer on enamel decalcification. Part II: An in-vivo study, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135, 2, 206-213.

Thind BS, Stirrups DR, Lloyd CH (2006). A comparison of tungsten-quartz-halogen, plasma arc and light-emitting diode light sources for the polymerization of an orthodontic adhesive, *European Journal of Orthodontist*, 28, 1, 78-82.

Thomas RG (1979). Indirect Bonding: Simplicity in Action, *Journal of Clinical Orthodontics*, 13, 02, 93-106.

Tirtha R, Fan PL, Dennison JB, Powers JM (1982). In vitro depth of cure of photo-activated composites, *Journal of Dental Research*, 61, 10, 1184-1187.

Torii Y, Itou K, Hikasa R, Iwata S, Nishitani Y (2002). Enamel tensile bond strength and morphology of resin-enamel interface created by acid etching system with or without moisture and self-etching priming system, *Journal of Oral Rehabilitation*, 29, 6, 528-533.

Türköz Ç, Ulusoy Ç (2012). Evaluation of different enamel conditioning techniques for orthodontic bonding, *Korean Journal of Orthodontics*, 42, 1, 32-38.

Urabe H, Rossouw PE, Yamin C (1999). Combinations of etchants, composite resins and bracket systems: An important choice in orthodontic bonding procedures, *Angle Orthodontist*, 69, 3, 267-275.

Uysal T, Başçiftçi FA, Sarı Z, Büyükerkmen A (2002). Beyazlatmadan Önce ve Sonra Uygulanan Asitlemenin Ortodontik Braketlerin Bağlanma Kuvvetine Etkisi, *Türk Ortodonti Dergisi*, 15, 2, 116-121.

Uysal T, Ulker M, Ramoglu SI, Ertas H (2008). Microleakage under metallic and ceramic brackets bonded with orthodontic self-etching primer systems, *Angle Orthodontist*, 78, 6, 1089-1094.

Üşümez S, Büyükyılmaz T, Karaman AI (2004), Effect of light-emitting diode on bond strength of orthodontic brackets, *Angle Orthodontist*, 74, 2, 259-263.

Wang WN, Meng CL (1992). A study of bond strength between light- and self-cured orthodontic resin, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 101, 4, 350-354.

Ward JD, Wolf BJ, Leite LP, Zhou J (2015). Clinical effect of reducing curing times with high-intensity LED lights, *Angle Orthodontist*, 85, 6, 1064-1069.

Watanabe M, Hase T, Imai Y (2001). Change Bracket in the Bisphenol A in a Content in a Polycarbonate Orthodontic Brackets and Its Leaching Characteristic in Water, *Dental Materials Journal*, 20, 4, 353-358.

Wendl B, Droschl H, Muchitsch P (2008). Indirect bonding-a new transfer method, *European Journal of Orthodontics*, 30, 1, 100-107.

White LW (1999). A New and Improved Indirect Bonding Technique, *Journal of Clinical Orthodontics*, 33, 1, 17-23.

Willems G, Carels CE, Verbeke G (1997). In vitro peel/shear bond strength of orthodontic adhesives, *Journal of Dentistry*, 25, 3-4, 263-70.

Wiltshire WA (1994). Shear bond strengths of a glass ionomer for direct bonding in orthodontics, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 106, 2, 127-130.

Yadala C, Gaddam R, Arya S, Baburamreddy K, Raju V, Varma P (2015). Comparison of Shear Bond Strength of Three Self-etching Adhesives: An In-Vitro Study, *Journal Of International Oral Health*, 7, 7, 53-57.

Yadav J, Mehrotra P, Kapoor S, Mehrotra R (2013). Basis of orthodontics-bonding-A review, *International Journal of Dental Science and Research*, 1, 1, 28-33.

Yassen GH, Platt JA, Hara AT (2011). Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature, *Journal of Oral Science*, 53, 3, 273-282.

Yi GK, Dunn WJ, Taloumis LJ (2003). Shear bond strength comparison between direct and indirect bonded orthodontic brackets, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124, 5, 577-581.

Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K (2000). Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces, *Journal of Dental Research*, 79, 2, 709-714

Zachrisson B, Büyükyılmaz T (2005), Bonding in Orthodontics, Chapter 14, in Orthodontics: Current Principles and Techniques, Editors, Graber X, Vig V, 4. baskı, 727-748, Mosby, St. Louis.

ÖZGEÇMİŞ

Betül YÜZBAŞIOĞLU ERTUĞRUL, 1985 yılında Van'da doğdu. İlkokul eğitimini İnönü İlköğretim Okulunda, ortaokul ve lise eğitimini ise Van Mili Piyango Anadolu Lisesinde bitirdi. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesini 2004 yılında kazandı ve 2009 yılında diş tabibi olarak mezun oldu. Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Ortodonti Anabilim Dalı'na 2010 yılında araştırma görevlisi olarak atanan Betül YÜZBAŞIOĞLU ERTUĞRUL halen aynı kurumda görevini sürdürmektedir.

Ek 1. Silikon grubundaki örneklerin bağlanma dayanımı ve ari skorları.

Örnek No	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
MPa	4,62	7,93	5,19	6,44	5,33	5,21	1,79	1,4	4,85	4,65	4,07	7,08	3,57	5,2	6,29	6,12	5,59	1,5	2,99	4,02
Ari Skoru	3	3	3	3	2	2	3	2	3	3	2	2	3	2	2	3	3	3	3	3
Örnek No	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40
MPa	7,31	5,34	2,79	5,88	6,99	4,38	1,96	5	4,74	5,72	8,09	6,95	5,2	4,41	2,89	2,78	4,74	4,75	3,81	4,01
Ari Skoru	3	3	3	2	3	2	2	3	3	1	3	3	3	3	2	3	3	3	3	3
Örnek No	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60
MPa	3,58	5,09	6,27	5,82	5,27	5,02	4,77	3,75	4,63	4,98	8,31	5,03	4,89	5,06	3,29	2,16	6,06	5,24	6,4	5,49
Ari Skoru	3	3	2	2	2	3	3	3	3	2	2	2	3	2	1	2	2	2	3	2
Örnek No	61	62	63	64	65	66	67	68	69	70	71	72	73	74	75	76	77	78	79	80
MPa	6,31	6,47	5,78	5,24	9,83	5,58	11,76	6,72	5,83	3,45	1,8	6,17	4,57	8,39	4,29	6,66	2,73	4,2	6,14	6,25
Ari Skoru	3	3	1	1	3	2	1	2	2	1	1	3	2	0	2	3	2	2	3	1

Ek 2. Bioplast grubundaki örneklerin bağlanma dayanımı ve ARI skorları.

Örnek No	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
MPa	6,05	7,29	0,6	5,67	10,68	2,21	4,77	11,75	6,01	6,11	4,1	3,3	4,47	4,72	4,86	1,65	8,43	5,3	4,71	4,58
ARI Skoru	1	2	3	3	3	3	3	3	3	3	1	0	3	3	1	3	3	3	3	3
Örnek No	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40
MPa	4,6	4,89	6,06	5,36	4,3	5,45	10,02	4,24	6,67	8,11	9,26	5,72	6,9	6,94	6,16	10,42	8,55	7,37	4,84	6,08
ARI Skoru	3	3	3	3	3	3	2	3	2	2	3	3	3	1	3	1	3	3	3	0
Örnek No	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60
MPa	6,14	5,17	8,38	5,09	7,98	6,38	4,42	10,25	8,03	6,09	5,26	4,2	7,07	3,06	3,77	4,09	2,84	7,63	5,47	4,83
ARI Skoru	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	0	0	2	3	3	3	3
Örnek No	61	62	63	64	65	66	67	68	69	70	71	72	73	74	75	76	77	78	79	80
MPa	5,53	4,89	5,6	3,65	5,67	8,44	3,8	4,08	4,12	4,73	3,74	7,41	4,8	4,45	10,41	9,24	7,07	5,44	10,51	6,25
ARI Skoru	1	3	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	0	0	2	3	3	3	3

EK 3: Etik kurul kararı

*KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Şiddetli anterior çapraşıklığa sahip alt çene modelinde iki farklı indirekt bonding metodunun braketterin bağlanma kuvvetleri üzerine olan etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesi	
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	Yok	
KARAR BİLGİLERİ	Karar No:06	Tarih: 14.05.2014
	Doç.Dr. Özer ALKAN sorumluluğunda yapılması tasarlanan ve yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan Etik Kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu/oy birliği ile karar verilmiştir.	

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof.Dr. Oğuz TUNCER

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof.Dr. Oğuz TUNCER	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd.Doç.Dr. Şükran SEVİMLİ	Tıp Tarihi ve Etik	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Sıddık KESKİN	İstatistik Uzmanı	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr. Hasan Ali GÜMRÜKÇÜOĞLU	Kardiyoloji	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr. Ufuk ÇOBANOĞLU	Göğüs Cerrahi	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr. İlhan GEÇİT	Öroloji	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr. Murat DOĞAN	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr. Fatih GARÇA	KBB	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr. Hüseyin BEĞENİK	Dahiliye	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd.Doç.Dr. Bilal ÇEĞİN	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Yrd.Doç.Dr. Numan ÇİM	Kadın Hastalıkları ve Doğum	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd.Doç.Dr. Ramazan ÜSTÜN	Fizyoloji	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Uzm.Dr. Ersoy ÖKSÜZ	Farmakoloji Uzmanı	Malatya Devlet Hastanesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Fatma PEKER	Hukuk	Van Güvenlik Meslek Yüksek Okulu	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Çiğdem ÖNER	Üniversite Mezunu	-	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

*:Toplantıda Bulunma

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof.Dr. Oğuz TUNCER
İmza:

Not: Etik kurul başkanının her sayfada imzasının olması gerekmektedir.