

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

IŞINLA SERTLEŞEN LIGHT BOND™VE KİMYASAL OLARAK
SERTLEŞEN RELY·A·BOND®İLE DİŞ YÜZEYLERİNE YAPIŞTIRILAN
BRAKETLERİN KOPMA DİRENÇLERİNİN İN VİTRO
KARŞILAŞTIRILMASI

Ortodonti Anabilim Dalı Programı

Uzmanlık Tezi

Diş Hekimi

Merve BULUT

DANIŞMAN

Prof. Dr. Münire Ece SABAH

İZMİR

2017

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

(AdıSoyadı)

(İmza)

Başkan (Danışman): Prof. Dr. Münire Ece SABAH

Üye : Prof. Dr. A.Ö. Alev ÇİNSAR

Üye : Prof. Dr. Törün ÖZER.....

Uzmanlık Tezinin Kabul edildiği tarih:

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimimin her aşamasında ilgi ve desteğini gördüğüm danışmanım Sayın Prof. Dr. Münire Ece SABAH'a ve başta Anabilim Dalı Başkanı'mız Sayın Prof. Dr. A.Ö. Alev ÇİNSAR olmak üzere Anabilim Dalı'mızın tüm değerli öğretim üyeleri ve yardımcılara teşekkürü bir borç bilirim.

Dört yıl boyunca çalışma hayatımı paylaştığım asistan arkadaşlarıma, personelime ve desteklerini esirgemeyen dostlarıma,

Tezimin her aşamasında ilgi ve desteğini gördüğüm Doç. Dr. Enver YETKİNER'e,

Tezimin deneylerinde laboratuvarlarını kullanmama olanak sağlayan Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı Prof. Dr. Törün ÖZER ve Ar-Ge laboratuvar sorumlusu Uzm. Fevziye ÖZDEMİR ŞİMŞEK'e,

Erciyes Üniversitesi, Nanoteknoloji Araştırma Merkezi SEM laboratuvar çalışanlarına,

Katip Çelebi Üniversitesi Biyoistatistik Anabilim Dalı başkanı Doç. Dr. Ferhan ELMALI'ya,

Hayatım boyunca sabır ve desteğini esirgemeyen, emeklerini asla ödeyemeyeceğim sevgili anne, babama ve kardeşlerime,

Tanıştığım ilk günden beri her konuda yanımda olduğunu hissettiğim Yrd. Doç. Dr. Emre KÖSE'ye teşekkür ederim.

Merve BULUT

İzmir, 2017

ÖZET

IŞINLA SERTLEŞEN LIGHT BOND™VE KİMYASAL OLARAK SERTLEŞEN RELY·A·BOND®İLE DİŞ YÜZEYLERİNE YAPIŞTIRILAN BRAKETLERİN KOPMA DİRENÇLERİNİN İN VİTRO KARŞILAŞTIRILMASI

Amaç: Çalışmamızın amacı, ışınla sertleşen Light Bond™ ve kimyasal olarak sertleşen Rely·a·Bond® sistemleri ile kliniğimizde rutin olarak kullanılan Transbond™ XT Light Cure Adhesive sisteminin bağlanma dayanımlarını karşılaştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda, ortodontide braket yapıştırılmasında kullanılan üç farklı yapıştırıcı sisteminin; bağ kuvvetleri, kopma mesafeleri, kopma sonrası diş üzerinde kalan yapıştırıcı miktarı ve her grubun ortalama değerine yakın 3'er dişe ait taramalı elektron mikroskobu görüntüleri karşılaştırılmıştır. Çalışmamızda toplam 90 adet sıgır alt daimi keser dişi kullanılmıştır.30'ar diş içeren üç grubun bağ kuvvetlerinin ve artık yapıştırıcı indekslerinin karşılaştırılması Kruskal-Wallis analizi ile yapılmıştır. Kruskal-Wallis analizi sonucu fark bulunması durumunda çoklu karşılaştırma testi olarak Dunn-Bonferroni testi kullanılmıştır. $p<0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Bulgular: Çalışmamızın bulgularına göre bağ kuvvetleri Light Bond™ grubunda 19,45 MPa, Rely·a·Bond® grubunda 18,28 MPa ve Transbond™ XT grubunda 14,73 MPa bulunmuştur. Light Bond™ grubu ile Transbond™ XT ve Rely·a·Bond® grubu ile Transbond™ XT grubu arasında tutuculuk değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Light Bond™ grubu ile Rely·a·Bond® grubu arasında tutuculuk değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Rely·a·Bond® grubu ile Transbond™ XT grubu arasında kopma mesafesi değerleri açısından anlamlı fark vardır. Rely·a·Bond® grubunun kopma mesafesi değeri daha yüksek bulunmuştur. Diğer gruplar arasında kopma mesafesi açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Kopma sonrası diş üzerinde kalan yapıştırıcı artıklarının ARI skorlaması sonucunda Light Bond™ grubunda en sık skor 3, Rely·a·Bond® grubunda en sık skor 1 ve

Transbond™ XT grubunda ise en sık skor 1 bulunmuştur. SEM görüntülerinde; Light Bond™ grubunda, mine içinde sık ve uzun boylu rezin uzantıları izlenmiştir. Rely·a·Bond® grubunda, kısa ve oldukça uzun boylu heterojen rezin uzantıları izlenmiştir. Bazı bölgelerde Rely·a·Bond® grubunda rezin uzantılarının Light Bond™ rezin uzantılarından daha uzun olduğu gözlenmiştir. Transbond™ XT grubu görüntülerinde ise, rezin uzantıları kısa ve sık dağılım göstermiştir. Yapıştırıcı penetrasyonun diğer gruplara kıyasla daha düşük olduğu gözlenmiştir.

Sonuç: Light Bond™ grubu homojen ve derin yapıştırıcı uzantılarıyla en yüksek bağ kuvvetine sahiptir. Transbond™ XT grubunda %37'lik asitleme aşamasının elimine edilmesi yapıştırıcının penetrasyonunu azaltarak bağ kuvvetinin düşmesine neden olmuştur. Kopma mesafesi değeri en yüksek olan yapıştırıcı Rely·a·Bond®'un diğer yapıştırıcılara göre daha esnek bir yapıya sahip olduğunu söyleyebiliriz.

Anahtar kelimeler: Işınla sertleşen adeziv, kimyasal sertleşen adeziv, bağ kuvveti

ABSTRACT

IN-VITRO COMPARISON OF SHEAR BOND STRENGTH OF ORTHODONTIC BRACKETS BONDED WITH LIGHT CURED LIGHT BOND™ AND CHEMICAL CURED RELY·A·BOND®

Aim: The aim of this study was to compare the shear bond strength of light cured Light Bond™ and chemical cured Rely·a·Bond® with light cured Transbond™ XT which was used on routine clinical practice.

Material and method: Bond strengths, debonding distances, amount of residual adhesive on tooth after debonding, and scanning electron microscopic images of three teeth which have close values to the average value of each group were examined and compared. In our study, total of 90 bovine lower permanent incisor teeth were used. Bond strengths and residual adhesive indices of three groups which contain 30 teeth were analyzed using the Kruskal –Wallis test. Dunn-Bonferroni test was used as a multiple comparison test in case of Kruskal-Wallis analysis resulted difference. $P < 0.05$ was considered as statistically significant.

Results: The bond strengths in groups Light Bond™, Rely·a·Bond® and Transbond™ XT were 19,45 MPa, 18,28 MPa and 14,73 MPa respectively. Significant differences on the bond strengths between Light Bond™ and Transbond™ XT were founded. Significant differences on the bond strengths between Rely·a·Bond® and Transbond™ XT were observed. There was not any statistically significant difference on the bond strengths between groups Light Bond™ and Rely·a·Bond®. There was a significant difference in debonding distances between groups Rely·a·Bond® and Transbond™ XT. There was not any significant difference in debonding distances between three groups. In the groups Light Bond™, Rely·a·Bond® and Transbond™ XT, predominant ARI scores were 3,1 and 1 respectively. In the scanning electron microscopic images, frequent and tall resin tags were observed in group Light Bond™. In group Rely·a·Bond®, heterogen resin tags with various lengths which were taller than group Light Bond™ were viewed. In group Transbond™ XT, resin tags were frequent which were shorter compared with other groups.

Conclusion: Light Bond™ had the highest bond strengths values with homogen and deeper resin tags. Elimination of 37% acid application step in Transbond™ XT group has decreased bond strength by reducing the penetration of the adhesive. Rely·a·Bond® had tallest resin tags and the longest debonding distance which provides more flexibility compared with other groups.

Keywords: Light cured adhesives, chemical cured adhesives, bond strength



İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	I
ÖZET.....	II
ABSTRACT	IV
TABLOLAR DİZİNİ	IX
ŞEKİL DİZİNİ	X
GRAFİKLER DİZİNİ	XI
RESİMLER DİZİNİ.....	XII
KISALTMALAR DİZİNİ.....	XIV
BÖLÜM I	
GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
BÖLÜM II	
GENEL BİLGİLER	3
2.1. Braket Yapıştırılması	4
2.1.1. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi	5
2.1.2. Mine Yüzeyinin Hazırlanması	5
2.1.3. Mine Yüzeyinin Örtülmesi.....	6
2.1.4. Yapıştırma İşlemi	6
2.2. Yapıştırıcı Tipleri.....	7
2.2.1. Kimyasal Sertleşen Yapıştırıcılar.....	8
2.2.2. Işınla Sertleşen Yapıştırıcılar	9
2.2.3. Cam İyonomer Simanlar	11

İÇİNDEKİLER (devamı)

2.2.4. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS).....	11
2.2.5. Kompomerler	12
2.2.6. Self Adeziv Rezin Simanlar	12
2.3. Adeziv Sistemler	13
2.3.1. Asitlenen ve Yıkanan Adeziv Sistemler	14
2.4. Braket Çeşitleri.....	16
2.4.1. Metal Braketler.....	16
2.4.2. Plastik Braketler	17
2.4.3. Seramik Braketler.....	17
2.5. Işın Kaynakları.....	18
2.5.1. Halojen Işın Kaynakları	19
2.5.2. Plazma Ark Işın Kaynakları	19
2.5.3. LED Işın Kaynakları	20
2.5.4. Argon Lazer Işın Kaynakları.....	21
BÖLÜM III	
MATERYAL VE METOD	22
3.1. Çalışmamızda Kullanılan Dişler	22
3.1.1. Dişlerin Saklanma Koşulları	22
3.2. Akrilik Blokların Hazırlanması.....	23
3.3. Dişlerin Braket Yapıştırılması İçin Hazırlanması.....	24
3.4. Çalışmamızda Kullanılan Braketler	25
3.5. Braketlerin Dişlere Yapıştırılması	25

İÇİNDEKİLER (devamı)

3.5.1. Işınla Sertleşen Light Bond™ Grubu.....	26
3.5.2. Kimyasal Olarak Sertleşen Rely·a·Bond® Grubu	27
3.5.3. Transbond™ XT Light Cure Adhesive Grubu.....	28
3.6. Yapıştırma İşleminde Kullanılan Işın Kaynağı.....	29
3.7. Örneklerin Test Öncesi Saklanması	30
3.8. Termal siklus	30
3.9. Sıyırma Testlerinin Yapılması	32
3.10. Artık Yapıştırıcı Skorlamasının Yapılması.....	34
3.11. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile İnceleme İçin Örnek Hazırlanması	34
3.12. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile İncelenmesi	37
BÖLÜM IV	
BULGULAR	39
4.1.Sıyırma Deneyleri ile İlgili Bulgular.....	39
4.2.Diş Üzerinde Kalan Artık Yapıştırıcı Skorları ile İlgili Bulgular	42
4.3.Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile İncelenmesinden Elde Edilen Bulgular	44
BÖLÜM V	
TARTIŞMA	49
BÖLÜM VI	
SONUÇLAR	59
KAYNAKLAR	61
ÖZGEÇMİŞ	77

TABLULAR DİZİNİ

Tablo	Sayfa
1: Yapıştırma aşamaları.....	29
2: Sıyırma deneyleri sonuçları (N) ve artık yapıştırıcı indeksi (ARI) skorları	40
3: Megapaskal cinsinden sıyırma deneyi sonuçları.....	41
4: Kopma mesafesi değerleri (μm).....	42
5: Tüm gruplara ait ARI skorlarının sayısal dağılımı	44

ŞEKİL DİZİNİ

Şekil

Sayfa

1: Günümüz adezivlerinin adezyon mekanizması ve klinik uygulama adımlarının sayısına göre sınıflandırılması 13



GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik	Sayfa
1: Grup ortalamaları (Mpa) ve standart sapmaların karşılaştırılması.....	41
2: Grupların ARI skor dağılımı.....	43



RESİMLER DİZİNİ

Resim	Sayfa
1: İçerisinde distile su olan siyah cam şişede bekletilen dişler	22
2: Akrilik blokları oluşturmak için kullanılacak plastik borular	23
3: Mandallara geçirilip plastik boru üzerine konulmuş diş	24
4: Örneklerin numaralandırılması	24
5: Ağırlık standında braketin dişe yapıştırılması	25
6: Braketlere ligatüre edilmiş 0,021"x0,025"lık çelik ark teller	26
7: 3M ESPE Elipar™ Free Light 2 model ışın kaynağı	29
8: Örneklerin etüv cihazına yerleştirilmiş hali	30
9: Termal siklus cihazı	31
10: Termal siklus cihazı su tankları ve dijital ısı ayarları	31
11: MOD Dental Mikro Tensile, Shear Cihazı (MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara)	33
12: Örneğin, test cihazının bıçağının altında, braket tabanı bıçağın uzun eksenine paralel olacak şekilde sabitlenmiş hali	33
13: OLYMPUS Stereo mikroskobu (Olympus Corporation, USA)	34
14: MOD Dental Kesme Cihazı ve kesme işlemi	35
15: Ultrason cihazı ve bardaklar	36
16: Asitle dağlanan kesitler	36
17: Örneklerin altınla kaplanması	37
18: JSM-6060 JEOL model taramalı elektron mikroskobu	38
19: Light Bond grubunun 1500 büyütmede SEM görüntüsü	44
20: Light Bond grubunun 2500 büyütmede SEM görüntüsü	45
21: Light Bond grubunun 5000 büyütmede SEM görüntüsü	45
22: Rely-a- Bond grubunun 1500 büyütmede SEM görüntüsü	46

RESİMLER DİZİNİ (devamı)

Resim	Sayfa
23: Rely-a- Bond grubunun 2500 büyütmede SEM görüntüsü.....	46
24: Rely-a- Bond grubunun 5000 büyütmede SEM görüntüsü.....	47
25: Transbond XT grubunun 1500 büyütmede SEM görüntüsü	47
26: Transbond XT grubunun 2500 büyütmede SEM görüntüsü	48
27: Transbond XT grubunun 5000 büyütmede SEM görüntüsü	48



KISALTMALAR DİZİNİ

CİS: Cam iyonomer siman

μ: Mikron

CQ: Kamforokinon

nm: Nanometre

RMCİS: Rezin modifiye cam iyonomer siman

pH: Potential of hydrogen

AISI: American Iron and Steel Institute

LED: Light emitting diode

mW: Miliwatt

MBT: Richard P. McLaughlin, John C. Bennett, Hugo Trevisi System Technique

cm: Santimetre

mm: Milimetre

g: Gram

ml: Mililitre

Ar-Ge: Araştırma ve Geliştirme

kN: Kilonewton

Hz:Hertz

ARI: Adhesive Remnant Index

SEM: Taramalı Elektron Mikroskobu

HCL: Hidroklorik asit

KISALTMALAR DİZİNİ (devam)

STEM: Taramalı geçirimli elektron mikroskobu

Pa: Pentaamper

μ A: Mikroamper

kV: Kilowatt

MPa: Megapaskal

μ m: Mikrometre



BÖLÜM I

GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde, teknolojiyle birlikte malzeme biliminin hızla gelişmesi ve estetiğe verilen önemin artmasıyla, ortodontik tedavi oldukça geniş bir hasta grubuna uygulanmaktadır(1). Ortodontik tedavinin çok önemli bir bölümünü sabit ortodontik tedavi oluşturmaktadır. Sabit ortodontik tedavide başarının büyük bir kısmı, diş ile braket arasındaki bağlantının güçlü olmasına bağlıdır. Çünkü sabit ortodontik tedavide kuvvetler, mine yüzeyine yapıştırılan braket adındaki ataşmanlar üzerinden dişlerin köklerine iletilir. Böylece sabit ortodontik mekaniklerle dişlerde istenen hassas hareketler elde edilerek, optimal bir oklüzyon, diş dizimi ve gülümseme estetiği sağlanabilir(2).

Ortodontik tedavide kullanılan yapıştırma materyalleri ile ilgili her geçen gün gelişmeler kaydedilmektedir. Bu gelişmeler sayesinde; uygulama kolaylaşır, bağlanma kuvveti artar, koltuk başında geçirilen süre azaltılarak hasta ve hekim konforu artırılır, dişlere ve ağız ortamına olabildiğince az zarar verilir. Bağlanmadaki başarısızlık nedenlerinin bilinmesi, kullanılan yapıştırma tekniği ve malzemenin düzeltilmesinde ortodontiste yol göstermektedir(3).

Braket ile diş arasındaki bağlanmayı arttırmaya yönelik ilk çalışma, 1955'de Buonocore tarafından yapılmıştır. Buonocore (4) mineyi fosforik asitle dağlayarak bağlanma kuvvetinin artırılabilirdiğini göstermiştir. 1965 yılında Newman (5) tarafından yapılan çalışmada braket yapıştırmada epoksi adeziv kullanılmış ve bu çalışma klinik ortodontik uygulamalarda çığır açmıştır. İlk defa 1977'de Zachrisson (6), direkt braket yapıştırılmasıyla sabit tedavi görmüş geniş bir hasta grubuyla ilgili çalışmayı yayınlamıştır. 1970'lerin sonlarına doğru, yapıştırıcı rezin ve braket sistemleri ile ilgili gelişmeler hız kazanmıştır. 1979'da Sürücü (7), anabilim dalımızda, 'Ortodontik tedavilerde direkt braket yapıştırma yöntemi' isimli doktora tez çalışmasını tamamlamıştır.

Çalışmamızın amacı, % 37'lik fosforik asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyine mekanik olarak tutunan ışınla sertleşen Light Bond™ (Reliance Orthodontic

Products,Inc., Itasca) ve kimyasal olarak sertleşen Rely·a·Bond® (Reliance Orthodontic Product,Inc., Itasca) sistemleri ile kliniğimizde rutin olarak kullanılan Transbond™ XT Light Cure Adhesive (3M Unitek, Monrovia, Calif) sisteminin bağlanma dayanımlarını karşılaştırmaktır.

Karşılaştırmalar; yapıştırılmış braketlerin sıyırma kuvvetine karşı olan dirençlerini, kopma mesafelerini, kopma sonrası diş yüzeyinde kalan artık yapıştırıcı miktarını ve yapışma bölgesi kesitlerinin taramalı elektron mikroskobu incelenmesini içermektedir.



BÖLÜM II

GENEL BİLGİLER

Ortodontik tedavide ataşmanların diş ile bağlantısını sağlamak amacıyla adeziv sistemler geliştirilmiştir (8). Kullanılan adeziv sistemin bağlanma kuvveti arttıkça buna bağlı olarak ortodontik tedavinin başarısı da artacaktır. Bu adeziv sistemler akrilik, epoksi, epoksi akrilat, cam iyonomer simanlar (CİS) ve günümüzde yoğun olarak kullanılan rezin adezivler olmak üzere zaman içerisinde değişim göstermişlerdir(9).

Çinko fosfat siman, geçmişte ortodontik bantların retansiyonu amacıyla kullanılsa da mine yüzeyinde demineralizasyon oluşturması, adezyon ve mekanik tutuculuğunun yetersizliği nedeniyle günümüzde kullanılmamaktadır. Çinko polikarboksilat siman, çinko fosfat simana kıyasla daha güçlü adezyona sahiptir. Ancak bağlanma kuvveti, braketlerin direk bağlanması için yeterli değildir(10).

Bağlanma terimi ilk olarak kompozit rezinlerin ortodonti alanına girmesi ve minenin fosforik asitle pürüzlendirilmesi ile kullanılmaya başlanmıştır (10). Dişlerin üzerine braketlerin ve ataşmanların doğrudan yapıştırılması işlemine direk yapıştırma (direct bonding) adı verilmiştir. İlk olarak 1955 yılında Buonocore (4) mine asitleme tekniğini uygulamıştır. 1970'li yıllardan itibaren ortodontik ataşmanlar diş yüzeyine doğrudan yapıştırılmaya başlanmıştır. Direk yapıştırma üzerine yapılmış ilk araştırma 1977'de yayınlanmıştır (6). Direk yapıştırmada kullanılan adeziv sistemlerin yeterli bağlanma dayanımı sağlamasından dolayı ortodonti kliniğinde kullanımı rutin hale gelmiştir (11).

Minenin %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirilmesi, direk yapıştırmada önemli aşamalardan ilkidir(12,13). Asit ile pürüzlendirme işlemi, mine üzerinde 25 mikron (μ)'luk prizma taşların oluşmasına neden olur. Oluşan taşlar da rezinin mine içerisine penetrasyonunu ve sertleşmesini ve etkili bir şekilde mekanik kilitleme olmasını sağlamaktadır(12).

Ortodontide direk yapıştırma işlemi bazı avantaj ve dezavantajlara sahiptir.

Avantajları;

1. Braket seviyeleri daha doğru bir şekilde ayarlanabilir.
2. Bantlama işlemi öncesi gerekli olan separasyon safhasını ortadan kaldırır.
3. Bantlar kadar büyük bir envanter gerektirmez.
4. Tam sürmemiş dişlere uygulanabilir.
5. Tedavi sonunda bantlardan kaynaklı diastemalar oluşmaz.
6. Bantlara göre daha hijyeniktirler.
7. Hastalar tarafından bantlara göre daha rahat kabul edilir.
8. Uygulaması kolaydır ve zamandan kazanç sağlanır.
9. Bantlara kıyasla daha az irritasyon oluştururlar.
10. Oynayan bantların altında oluşan dekalsifikasyon sorunu braketlerde yoktur.
11. Görünümü bantlara göre daha estetikdir.

Dezavantajları;

1. Tutuculukları bantlara göre daha azdır.
2. Braketlerin sökülmesi işlemi sırasında minede kırık ve çatlaklar oluşabilir.
3. Kullanılan yapıştırıcıların bağlı olarak sitotoksik ve alerjik etkileri bulunabilir.
4. Diş yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi sırasında minenin flor açısından en zengin tabakası zarar görebilir (14).

2.1. Braket Yapıştırılması

Braketleri mine yüzeyine yapıştırmak amacıyla direk ve indirek olmak üzere iki yöntem kullanılmaktadır. İki yöntemde de sırasıyla mine yüzeyinin temizlenmesi,

mine yüzeyinin hazırlanması, mine yüzeyinin örtülmesi ve braketin mine yüzeyine yaptırılması işlemleri uygulanır.

2.1.1. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi

Braketlerin mine yüzeyine yapıştırılmasından önce, yüzeyden mekanik ve organik artıkların uzaklaştırılması gerekmektedir. Bu amaçla yapılacak ilk işlem, asit penetrasyonunun sağlanabilmesi için, dişin kuron kısmının temizlenmesidir. Diş yüzeyine sulandırılmış pomzanın, dental plağın ve organik artıklar içeren film tabakasının uzaklaştırılması için, mikromotor ucuna takılan plastik veya kıl fırça yardımıyla uygulanması, ortodonti pratiğinde rutin olarak uygulanmaktadır. Genellikle kıl fırça tercih edilmektedir. Klinisyenin dikkat etmesi gereken husus, fırçanın gingivaya zarar vermemesi ve travma oluşturmamasıdır. Dişler pomzalandıktan sonra, pomzayı ve debrisini mine yüzeyinden uzaklaştırmak için hava su spreyi ile iyice yıkanması gerekir (15-18).

2.1.2. Mine Yüzeyinin Hazırlanması

Mine yüzeyinin hazırlanmasından önce, dişlerin nem kontrolünün sağlanması gerekmektedir. Bu amaçla tükrük emiciler, ekartörler, pamuk peletler, dil tutucular kullanılmaktadır. Tükrük salgısını durduran ilaçlar da kullanılabilir (11).

Adezivlerin bağlanma dayanımlarındaki başarısızlıklarının en büyük sebeplerinden biri olarak kontaminasyon gösterilmektedir. Campoy et al. (19) yaptıkları çalışmada, kendinden asitli primer kullanarak kontaminasyonun etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda kontrol grubunun diğer gruplardan daha yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğunu bulmuşlar, dolayısıyla kontaminasyonun bağlanma dayanımını azalttığı sonucuna varmışlardır.

Dişlerin izolasyonu sağlandıktan sonra asit solüsyonu veya jel kıvamındaki asit, mine yüzeyine 15-30 saniye uygulanır. 15 saniye asit uygulamasının yeterli olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (20,21). Asitleme amacıyla genellikle %37'lik fosforik asit kullanılmaktadır. Poliakrilik asit ve maleik asit kullanılan çalışmalar da mevcuttur (10). Asitleme işleminden sonra diş yüzeyinde bulunan asit, hava – su spreyi ile 30 saniye boyunca yıkanarak uzaklaştırılır (21). Diş yüzeyi, hava spreyi kullanılarak, tebeşirimsi yüzey gözle fark edilinceye kadar kurutulur. Bu

prosedür, konvansiyonel sistemlerde uygulanan genel asitleme yöntemidir. Fosforik asit ile asitleme, minedeki interprizmatik materyalin çözünmesine yol açmakta ve derinliği 5 ile 50 mikrometre arasında değişen poröz bir tabaka oluşturmaktadır. Geçmiş yıllarda, kullarımdaki birçok adeziv sistemin klinik olarak kabul edilebilir düzeyde yapışma gücü olmasına rağmen, dental materyaller ile dental sert dokular arasındaki bağlanma gücünü artırmaya yönelik birçok çalışma yapılmıştır. Ortodontide asitle pürüzlendirme tekniğı kullanışlı bir prosedür olmasına rağmen, basamakları azaltarak tekniğı basitleştirmeye ve mine kaybı miktarını minimize ederek klinik olarak yeterli bağlanma gücü sağlayacak bağlanma prosedürü geliştirmeye gerek duyulmuştur (22). Kompozit rezinlerin yapıştırılmasında fosforik asit, rezin modifiye cam iyonomer simanların yapıştırılmasında ise poliakrilik asit tercih edilmektedir (11).

2.1.3. Mine Yüzeyinin Örtülmesi

Mine yüzeyi asitlendikten, yıkanıp kurutulduktan sonra, tebeşirimsi yüzey elde edilir. Bu yüzeye primer, ince bir tabaka halinde sürülür, hava sıkılır ve tabaka iyice inceltir. Primerler, mine yüzeyinin daha iyi ıslanmasını, yapıştırıcı patın daha kolay tutunmasını, asitlenen mine yüzeyinin nemden korunmasını sağlamak veya braket kaidesi ve mine yüzeyi arasında kimyasal bir bağlantı kurmak amacıyla kullanılmaktadırlar. Fakat, primerlerin ortodontik tedavide kullanımının gerekli olup olmadığı tartışmalıdır (23). Işınla polimerize olan ve kimyasal olarak polimerize olan primerler olmak üzere iki çeşit primer mevcuttur. Ayrıca neme duysız ıslak alanlarda da bağlanabilen hidrofilik primerler (örn; Transbond MIP; 3M Unitek, Monrovia, Calif) ortodonti kliniklerinde kullanıma sunulmuştur. Hasta basında geçen zamanı ve maliyeti azaltmak amacıyla asitleme ve primerleme işlemlerini tek aşamada birleştiren kendinden asitli primerler de kullanılmaktadır (24).

2.1.4. Yapıştırma İşlemi

Hangi yapıştırıcı sistemi kullanılırsa kullanılsın, braketi dişe yapıştırma prosedürü aynıdır (6,14).

- Transfer.
- Pozisyonlandırma.

- Uyumlandırma.
- Fazlalığın alınması.

2.1.4.1. Transfer

Ortodontist, braketi braket tutucu ile tutar. Braketin tabanına yapıştırıcıyı yerleştirir. Mümkün olan en kısa sürede, braket diş yüzeyine uygun şekilde yerleştirilir.

2.1.4.2. Pozisyonlandırma

Braketin pozisyonlandırılmasında ve uygun pozisyona kaydırılmasında sonddan yararlanır. Vertikal yöndeki pozisyonlandırmada, haç şeklindeki ölçüm aletleri kullanılır. Ağız aynası ile tüm dişlerin üzerindeki braketlerin horizontal yöndeki konumlandırma işlemi kontrol edilebilir.

2.1.4.3. Uyumlandırma

Uygun pozisyona gelen braket, tek nokta temasıyla diş yüzeyine doğru bastırılır.

2.1.4.4. Fazlalığın Alınması

Braketin bastırılmasından sonra, braket etrafına taşan yapıştırıcı, bir sond yardımıyla donmadan önce temizlenir veya donduktan sonra yapıştırıcı frez yardımıyla kaldırılır. Taşan yapıştırıcı, gingival iritasyon sonucunda periodontal hasar veya braket etrafında plak birikimi ihtimaline karşın mutlaka kaldırılmalıdır. Ayrıca ağız ortamında taşan yapıştırıcı, renk değiştirecek ve estetik olmayan bir görüntü oluşturacaktır. Fazlalığın alınması işleminin ardından, eğer yapıştırıcı ışımla polimerize oluyorsa polimerizasyonu sağlanır.

2.2. Yapıştırıcı Tipleri

Diş minesini ve braket arasındaki bağlantının yetersiz olması nedeniyle braketin kopması ve tedavinin başarısını olumsuz etkilememesi için adeziv sistemlerin geliştirilmesine yönelik çalışmalar artmıştır. İdeal bir bağlanma materyali bazı

kriterlere sahip olmalıdır. Proffit ve Fields (25) bu kriterleri aşağıdaki şekilde sıralamışlardır.

1. Mine yzeyine penetre olabilmelidir.
2. Yeterli bağlanma dayanımına sahip olmalıdır.
3. Polimerizasyon sırasında bızılme olmamalıdır.
4. Yeterli akıcılıkta olmalıdır.
5. Klinik kullanımı kolay olmalıdır.

2.2.1. Kimyasal Sertleşen Yapıştırıcılar

Kimyasal aktive rezinler biri benzoil peroksit başlatıcı ve diğeri üçüncü dereceden aromatik amin aktivatör içeren iki pasta veya bir pasta bir primerden oluşmaktadır. İki ürün bir araya getirildiğinde amin benzoil peroksit ile reaksiyona girerek serbest radikallerin oluşmasını sağlar ve bu şekilde polimerizasyon başlatılır (26).

Ortodontide kullanılan kimyasal yapıştırma sisteminde; asitlenmiş diş yzeyine ve braket tabanına primer sürölür ve yapıştırıcı pasta hafif basınç altında bu yzeye temas ettirildiğinde polimerizasyon geręekleşir. Bu sistemde pasta+primer yerine pasta+pasta uygulaması da söz konusu olabilir. Bu şekilde yapıştırıcı bileşenlerden biri braket tabanına uygulanırken diğeri asitlenip kurutulmuş diş yzeyine uygulanmaktadır. Braket uygun konuma getirildikten sonra, hekim yerini değiştirmeden sıkıca bastırır ve yaklaşık 30–60 saniye içerisinde kompozitin sertleşmesi geręekleşir.

Ortodontide sıklıkla kullanılan pasta+primer sekindeki yapıştırma sisteminde çoğu ticari üründe zorunlu olan karıştırma işlemi ortadan kalkmıştır. Primer ile pastanın temasa geğmesi ve hafif bir basınç uygulanması ile hızlı bir şekilde polimerizasyon sağlanır. Kullanımının kolay olması, yeterli çalışma süresine sahip olması ve braket çevresindeki fazla yapıştırıcının kolayca uzaklaştırılabilmesi gibi olumlu özelliklerinin yanı sıra yüksek bağlanma direncine de sahip olduğu savunulmuştur (27). Ancak bu konuda yapılan karışlaştırılmalı çalışmalar oldukça

sınırlıdır. Karıştırılmayan yapıştırıcılarla (örn, Rely·a·Bond®, Itasca ve System 1+, Ormco, Glendora, CA) yapılan klinik çalışmalarda, tedavi süresi boyunca braketlerin çeşitli değişkenlere göre ağızda kalma oranları değerlendirilmiş ve genel başarısızlık oranı % 8 ve %7,2 olarak gözlenmiştir (28,29).

Değerlendirilmesi gereken bir konu da materyallerin sitoksisitesidir. Yapılan çalışmalarda direkt yapıştırmada kullanılan yapıştırıcıların toksik reaksiyon gösterdiği hayvan deneylerinde ve hücre kültür testlerinde gösterilmiştir. Kimyasal olarak sertleşen ortodontik yapıştırıcılar da bu açıdan değerlendirildiğinde belirgin olarak yüksek toksisite tespit edilmiş, bu sistemdeki özellikle likit aktivatörlerin kullanımına dikkat edilmesi ve braket kaidesi çevresindeki polimerize olmuş fazla primerin mutlaka temizlenmesi gerektiği belirtilmiştir (30,31). Bunun yanı sıra bu tip yapıştırıcı kullanımı ile hastalarda, diş hekimi asistanlarında ve hekimlerde alerjik reaksiyonlara rastlandığı da rapor edilmiştir (32). Ancak yakın dönemde yapılan bir çalışmada ışınla ve kimyasal olarak sertleşen yapıştırıcılar polimerizasyon derecesi ve sitotoksite açısından değerlendirilmiş ve her iki tip yapıştırıcıda da sitotoksik etki bulunmazken minör sitostatik etki rapor edilmiştir (33). Bu konuda yapıştırıcıların uzun dönem biyolojik özelliklerini değerlendirecek araştırmalara ihtiyaç vardır.

2.2.2. Işınla Sertleşen Yapıştırıcılar

Yapıştırıcılarda sertleşmenin kontrol edilebilmesi ışınla sertleşen materyallerin geliştirilmesi ile mümkün olmuştur. İlk ışınla-aktive sistemler serbest radikallerin oluşumu için ultraviyole ışın kullanılacak şekilde tasarlanmıştır.

Günümüzde ışınla sertleşen yapıştırıcı sistemlerinde görünür mavi ışın kullanılmaktadır. Işınla sertleşen kompozitler ışın geçirmeyen şırıngalarda tek pasta şeklinde üretilmektedir. Bu pasta içerisinde bir amin başlatıcı ile bir ışına hassas bileşenden oluşan serbest radikal oluşturucu sistem mevcuttur. Bu iki bileşen ışına maruz kalmadıkça aralarında bir etkileşim olmaz. Ancak dalga boyu yaklaşık 468 nanometre (nm) olan mavi ışın uygulandığında ışına duyarlı bileşen uyarılır, serbest radikalleri oluşturmak üzere aminle etkileşime girer ve bu şekilde ilave polimerizasyon başlatılır. Kamforkinon (CQ) en sık kullanılan ışına hassas

bileşendir. Dalga boyu 400–500 nm arasındaki ışını emen kamforkinon yapıştırıcı pasta içerisinde oldukça küçük miktardadır (%0,2 veya daha az) (26).

Çalışma süresinin kontrol edilebilmesi ve polimerizasyon derinliğinin artırılmış olması gibi avantajları nedeniyle ışınla aktive olan kompozitler, kimyasal-aktif materyallere göre giderek daha çok tercih edilmektedir. 2002 yılında yapılan bir ankette ortodonti pratiğinde en çok kullanılan yapıştırıcıların ışınla aktive olan rezinler olduğu tespit edilmiştir (34). Çalışma süresi hekimin kontrolü altında olduğu için asistanın braketi yerleştirmesi ve hekimin son konumunu vermesi gibi bir avantaj da söz konusudur. Işınla polimerize olan sistemlerde en yüksek polimerizasyon derinliğini elde etmede kompozitin içeriği, kullanılan ışın kaynağı ve ışın uygulama süresi büyük önem kazanır (35,36).

Görünür ışınla aktive olan yapıştırıcıların florid salma özelliğine sahip olan tipleri de mevcuttur (37,38). Ortodontik tedavi başlangıcından yaklaşık 1 ay sonra beyaz nokta lezyonlarının oluşması olasılığı nedeniyle tedavi süresince dekalsifikasyona engel olmak amacıyla florid salımı yapabilen yapıştırıcıların kullanılması tavsiye edilmiştir (37). Ancak flor salımı yapan yapıştırıcı ajanların flor salımı yapmayanlara oranla çok farklı dekalsifikasyon sonuçları vermediğini gösteren çalışmalar da vardır (38). Bu nedenle florid içerikli ürünlerin bağlanma dirençlerini ve çürük önleyici etkilerini değerlendiren uzun dönem klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

Son dönemde yapıştırıcı rezin ile kaplanmış yapıştırmaya hazır şekilde üretilen metal ve seramik braketler piyasaya sürülmüştür. Kullanıma hazır olan bu pratik ürünler hasta başında geçirilen zamanı kısaltması ve yapıştırma işlemini daha basit hale getirmesi nedeniyle hekimler arasında giderek popüler hale gelmektedir (34). Önceden yapıştırıcı kaplanmış braketlerde kullanılan materyal normal braketlerin yapıştırılmasında kullanılan yapıştırıcıya benzer içeriktedir, aralarındaki fark esas olarak materyal içerisindeki bileşenlerin yüzdelerinin değiştirilerek viskozitesinin artırılmış olmasıdır (39). Bu tip braketlerin geleneksel ışınla sertleşen yapıştırıcı sistemine göre; yapıştırıcı kalitesinin ve miktarının hep aynı olması, yapıştırma sonrası temizliğin kolay olması, çapraz bulaşma ile asepsi kontrolü ve materyal israfının azaltılması gibi avantajları söz konusudur (40). Bu konuda yapılan ilk çalışmalarda yapıştırıcı ile kaplanmış ve kaplanmamış metal ve seramik braketlerin

bağlanma dirençleri değerlendirilmiştir (39). Sonuçlara göre, önceden kaplanmış modifiye kompozit yapıştırıcı kullanan seramik braketler geleneksel ortodontik yapıştırıcı ile yapıştırılan seramik braketlere benzer bağlanma değerlerine sahipken önceden kaplanmış metal braketler geleneksel kompozitle kullanılan normal metal braketlere göre oldukça düşük bağlanma değeri göstermiştir. Ayrıca yine araştırmada test edilen braket-yapıştırıcı kombinasyonu ile yapıştırmadan 24 saat sonra klinik olarak kabul edilebilir bağlanma değeri sağlandığı sonucuna varılmıştır. Yapıştırıcı ile kaplı kullanıma hazır braketlerle ilgili yapılan tüm laboratuvar çalışmalarında benzer sonuçlar elde edilmiştir (41,42).

Bu konuda yapılan klinik çalışmalarda da yapıştırıcı kaplı braketlerin geleneksel olarak kompozitle yapıştırılan braketlere benzer sonuçlar verdiği ve klinik olarak kabul edilebilir bağlanma değerleri sergilediği vurgulanmıştır (41,43).

2.2.3. Cam İyonomer Simanlar

Konvansiyonel kimyasal olarak sertleşen cam iyonomer simanlar, toz ve likitten oluşmaktadır. El ile karıştırılan ve kapsül şeklinde olan formları mevcuttur. Toz kısmı kalsiyum florealüminosilikat camdan, likit kısmı ise poliakrilik asit kopolimerinin sulandırılmış solüsyonundan oluşmaktadır (44).

Cam iyonomer simanlar, dental simanlar olarak Wilson ve Kent (45) tarafından kullanıma sunulmuştur. Cam iyonomer simanlarının mine, dentin ve metale kimyasal olarak bağlanma gibi birçok kendilerine özgü önemli özellikleri vardır. İçeriğindeki karboksilat gruplarının, dişin yapısındaki kalsiyum ile etkileşimi sonucu fizikokimyasal olarak tutuculuk sağlanır. Cam iyonomer simanlar, mine yüzeyini dekalsifikasyondan koruyan önemli düzeyde florid içermektedir. Ayrıca, daha az mine hasarı ve daha kolay debonding avantajlarına da sahiptirler (46). Bu avantajlarına rağmen bağlanma dayanımları kompozit rezinlerin kullanıldığı konvansiyonel sistemlere göre daha düşük bulunmuştur (47).

2.2.4. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS)

Işınla sertleşen cam iyonomer siman veya hibrit iyonomer olarak da bilinir. Toz ve likitten oluşmaktadır. Toz kısmı, florealüminosilikat camdan, likit kısmı ise karboksilik asit içeren monomerden oluşmaktadır. Kimyasal olarak aktive edilebilen

hibrit iyonomerler de mevcuttur. Hibrit iyonomer vernikleri, ortodontide bağlanma amaçlı kullanılmıştır. Fakat, bağlanma dayanımları cam iyonomer siman ile aynı, rezin kompozitlerden ise daha düşük bulunmuştur (10,44). RMCİS'ların ortaya çıkması, geleneksel cam iyonomer simanların avantajları ile kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini bir araya getirmiştir. RMCİS'ların yapışma kuvveti ile ilgili *in vitro* çalışmalar, bu simanların düşük başlangıç yapışma kuvvetlerine sahip olduğunu göstermiştir. Bu da klinik kullanıma uygun olmadıklarını göstermektedir (48).

2.2.5. Kompomerler

Poliasit modifiye kompozit rezin olarak da adlandırılan kompomerler, kompozitlerdeki doldurucuların yerine, iyon filtreleyebilen aluminosilika cam partikülleri konulmuş kompozit rezinlerdir. Cam iyonomer simanlardaki flor salınım özelliğini ve karboksil şelasyonunu, kompozit rezinlerin dayanıklılık özelliklerine eklemek amacıyla üretilmişlerdir (14). Kompomerlerin, Avrupa ülkelerinde kron-köprü simantasyonunda kullanımı giderek artmaktadır. Bağlanma özellikleri, yüksek gerilime sahip olması ve flor salınımı nedeniyle ortodontik uygulamalarda avantajlı hale gelmiştir (10).

2.2.6. Self Adeziv Resin Simanlar

Restoratif diş hekimliğinde, klinik başarıdaki en önemli etkenlerden biri simantasyon tekniğidir. Resin simanlar, 1952'den bu yana indirek restorasyonların yapıştırılmasında kullanılmaktadır (49). Resin simanlar; total etch resin simanlar ve kendinden asitli resin simanlar olmak üzere ikiye ayrılmaktaydı. Fakat son zamanlarda self adeziv simanlar adıyla yeni bir siman çeşidi diş hekimliğinde kullanıma girmiştir. Bu simanlar çeşitli özelliklere sahiptir.

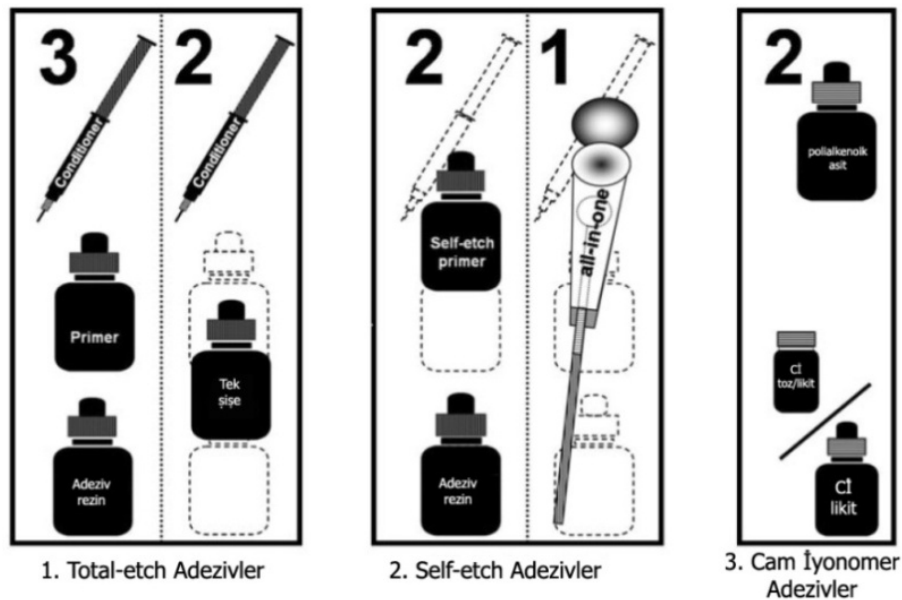
- Siman karıştırıldıktan sonra uygulama işlemi tek basamaktır.
- Diş yüzeyinde herhangi bir ön hazırlık gerektirmez.
- Smear tabakası kaldırılmadan uygulanırlar.
- Uygulama sonrası post-operatif hassasiyet olasılığı yoktur.
- Neme karşı toleranslıdırlar.

- Flor salınımı yaparlar.
- Teknik hassasiyet nedeniyle oluşacak hatalar en aza indirilmiştir

Tüm indirek restorasyonların, seramik, kompozit, metal inley ve onley, kron-köprü ve fiber, metal, kompozit ve seramik postların yapıştırılmasında kullanılan dual cure radyoopak yapıştırıcılarıdır. Veneerlerin yapıştırılmasında kontrendikedir (50). Self adeziv rezin simanların adezyon özellikleri hakkındaki bilgiler sınırlıdır. Ortodontik braket yapıştırılması, self adeziv rezin simanların endikasyonları arasında yer almamaktadır (51).

2.3. Adeziv Sistemler

Diş hekimliğindeki adeziv sistemler, uygulama tekniği ve etki mekanizmasına göre, asitlenen ve yıkanan adeziv sistemler ve kendinden asitli adeziv sistemler olmak üzere ikiye ayrılır. Asitlenen ve yıkanan adeziv sistemler, kendi arasında üç basamaklı ve iki basamaklı sistemler olmak üzere ikiye ayrılmaktadır(49). Kendinden asitli adeziv sistemler ise kendi arasında iki basamaklı ve tek basamaklı olmak üzere ikiye ayrılmaktadır (Şekil 1).



Şekil 1: Günümüz adezivlerinin adezyon mekanizması ve klinik uygulama adımlarının sayısına göre sınıflandırılması(52)

2.3.1. Asitlenen ve Yıkanan Adeziv Sistemler

Mine yüzeyinin plak ve pelikül ile kaplı olmasından dolayı, minenin yüzeyel yapısı değiştirilmeden, rezin esaslı materyallerin mine yüzeyine bağlanması mümkün değildir. Yapıştırıcı materyaller ve mine dokusu arasında, mikro düzeyde mekanik bir bağlantının oluşması için, minenin yüzey yapısında bazı değişikliklerin yapılması gerekir. Mine yüzeyine asit uygulanması, smear tabakasını ve prizmatik ve interprizmatik kristalleri ortadan kaldırarak mikroskobik düzeyde pürüzlülük sağlar (53).

Ortodonti uygulamalarında adezyon, kompozit rezinlerin mikromekanik olarak mine yüzeyine bağlanmaları ile oluşur. Bunu sağlamak için genellikle %30-40 oranlarında fosforik asit kullanılır (54). Asitlenen ve yıkanan adeziv sistemler de kendi arasında üç basamaklı ve iki basamaklı olmak üzere ikiye ayrılır.

2.3.1.1. Üç Basamaklı Asitlenen ve Yıkanan Adeziv Sistemler

Üç basamaklı sistemlerde asitle pürüzlendirme ve asidin yıkanması işleminden sonra, primer ve adeziv uygulaması işlemleri vardır.

2.3.1.2. İki Basamaklı Asitlenen ve Yıkanan Adeziv Sistemler

İki basamaklı sistemlerde, primer ve adeziv tek bir şişede birleştirilmiştir.

2.3.2. Kendinden Asitli Adeziv Sistemler

Operatif diş hekimliğinde kullanılan yeni bağlanma sistemleri, primer sürülmesi ve adeziv ile mine yüzeyinin örtülmesi işlemlerini tek bir asidik primer içinde kombine etmekte, mine ve dentinde aynı anda kullanılabilen ve asitleme, yıkama, kurutma basamaklarını elimine etmektedir. Kendinden asitli primer kullanımı, tek basamakta 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 (55).

Asidik primerler olarak adlandırılan kendinden asitli primerlerin aktif içeriği fosforik asit ve metakrilattır. Primerin içeriğindeki fosfat grubu hidroksiapatitten kalsiyumu çözer. Hava spreyinin uygulaması ile primerden çözücü ayrılır ve sonrasında primer monomeri ışınla polimerize olur (54). Kendinden asitli primerlerin ortodontide kullanılmaya başlanması, hastalar kadar klinisyenler için de zaman ve maddi kazançla sonuçlanmıştır. Eş zamanlı asitleme ve primer uygulamasının bir önemli avantajı da, primerin mükemmel bir kilitleme sağlayarak asitleme derinliğinin tümüne ulaşmasıdır (56).

Kendinden asitli sistemler, uygulama mekanizması ve pH değerlerine göre sınıflandırılabilirler (57).

Uygulama prosedürlerine göre;

- İki basamaklı kendinden asitli adezivler.
- Tek basamaklı kendinden asitli adezivler.

Asiditelerine göre;

- Hafif kendinden asitli adezivler ($\text{pH} \geq 2$).
- Orta kuvvetli kendinden asitli adezivler ($\text{pH} \sim 1,5$).
- Kuvvetli kendinden asitli adezivler ($\text{pH} \leq 1$).

2.3.2.1. İki Basamaklı Kendinden Asitli Adeziv Sistemler

İki basamaklı sistemler, iki şişe halinde kullanıma sunulmuştur. Birinci şişede kendinden asitli primer içeren hidrofilik solüsyon bulunur ve bu solüsyon diş yüzeyine sürüldüğünde asitle pürüzlendirme ve yüzey koşullarının değiştirilmesi işlemleri aynı anda gerçekleşir. İkinci şişede bulunan hidrofobik adeziv rezin diş yüzeyine uygulanır (49).

2.3.2.2. Tek Basamaklı Kendinden Asitli Adeziv Sistemler

Adeziv sistemlerde daha güncel bir yaklaşım olan tek basamaklı kendinden asitli sistemler, uygulama öncesi karıştırma gerektiren ve gerektirmeyen olmak üzere ikiye ayrılırlar. İki sistemde de etching (yüzeyin pürüzlendirilmesi), priming

(bağlanmaya hazırlanması), bonding (bağlanma) işlemleri, diş yüzeyine solüsyonun sürülmesi ile gerçekleştirilmiş olur (49).

2.3.2.2.1. Karıştırma Gerektiren Kendinden Asitli Adeziv Sistemler

Bu sistemler, iki ayrı şişedeki iki ayrı solüsyonun karıştırıldıktan sonra diş yüzeyine uygulanmasını gerektirir (49).

2.3.2.2.2. Karıştırma Gerektirmeyen Kendinden Asitli Adeziv Sistemler (All inOne adezivler)

Asitleme, minenin örtülmesi ve bağlanma işlemlerini sağlayabilen tek bir solüsyon halinde kullanıma sunulmuştur (49). Attar ve ark.(58) bağlanma işlemi sırasında asitleme ve primerleme işlemlerini birleştirmesi, flor salma özelliği ve antibakteriyel etkisi özelliklerinden dolayı kendinden asitli sistemlerin tercih edilebileceğini bildirmişlerdir.

2.4. Braket Çeşitleri

Dişe yapıştırılan ortodontik braketler, ark telinin dişe uyguladığı kuvvetin iletimini sağlayan ataşmanlardır. Braketler, yapıldıkları materyale göre metal, seramik ve plastik olmak üzere 3 grup altında sınıflandırılabilirler. Bu üç materyal, genellikle tek başlarına, bazen de çeşitli özelliklerini birleştirmek üzere kombine olarak kullanılmaktadır.

2.4.1. Metal Braketler

Ortodonti pratiğinde en çok kullanılan metal braketler, çoğunlukla paslanmaz çelik alaşımlardan üretilirler. Metal braketler, uzun yıllardır yüksek klinik verimle ortodontik tedavinin en önemli araçları olmuşlardır. Ortodontistler tarafından en çok kullanılan paslanmaz çelik braketler, American Iron and Steel Institute (AISI) sınıflandırmasındaki 303, 304, 304L ve 316L tiplerindeki çelikten yapılmaktadırlar. Titanyum alaşımlarının biyouyumluluğunun iyi olması, alerjik özelliklerinin düşük olması, yüksek korozyon direncine sahip olması gibi avantajlarından dolayı kullanımı önerilmiştir (59).

2.4.2. Plastik Braketler

Plastik braketler polikarbonattan üretilmektedirler. Estetik oldukları için tercih edilen plastik braketlerin bazı dezavantajları vardır (14).

- Braketlerin kırılması, renklenmesi, su emmesi ve deforme olması gibi zayıf fiziksel özellikleri mevcuttur.

- Düşük bağlanma dayanıklılıklarını artırmak amacıyla braketlerin adezyonu için özel ara rezinlere ihtiyaç duymaktadırlar.

- Slotları ile ark telleri arasında yüksek sürtünme değerlerine sahiptirler.

- Ayrıca piyasaya sürülen ve polioksümetilandan yapılmış plastik braketler, mukoza için zarar verici formaldehit salmaktadırlar (60).

Plastik braketlerin bu tür sorunlarını azaltmak ve adezyonu artırmak için taban kısımlarında girintiler, oluklar açılmış ve sürtünmeyi azaltmak için slotlarına metal varak yerleştirilmiştir. Dezavantajlarından dolayı metal ile güçlendirilmiş plastik braketler üretilmiştir (61). Metal olukla güçlendirilmiş plastik braketler de yeterli direnç sağlaması ve estetik olması sebebiyle alternatif olabilir.

Bazı çalışmalarda plastik braketlerin bağlanma dayanımları düşük bulunmuştur (36,62). Plastik braketler erişkinlerde kısa süreli ortodontik tedavilerde tercih edilmelidir.

2.4.3. Seramik Braketler

Ortodontik tedavinin erişkin hastalara da hitap etmesi nedeniyle estetik beklentiler artmıştır. 1970'lerin başında metal braketlere estetik alternatif olarak firmalarca önce plastik braketler geliştirilmiştir. Polikarbonat yapıya sahip plastik braketler, halen çözülememiş bazı sorunlara sahiptir. Bu sorunların biraz olsun azaltılabilmesi için plastik braketler, metal ve seramik doldurucularla güçlendirilmeye veya metal slotlar yerleştirilerek daha dayanıklı hale getirilmeye ve daha az sürtünmeye neden olmaya yönelik modifiye edilmişlerdir (63,64).

1980'lerde ortodontide kullanıma giren seramik braketler, plastik braketlere göre bazı avantajlara sahiptirler.

- Daha estetikler.
- Dayanıklılıkları daha fazladır.
- Renklenmeye karşı daha dirençlidirler.
- Sıvı absorbe etmezler. Fakat, bu avantajlarına rağmen bazı dezavantajları da mevcuttur.
- Kırılğındırlar.
- Artmış sürtünme değeri gösterirler.
- Dişlere temas ettiklerinde minede aşınmaya neden olurlar.
- Seramik braketlerin yüzeylerinde, delikli olmalarından dolayı, plak daha kolay birikir.
- Daha zor sökülürler ve kanatları kırılabilir.
- Tedavi sonunda diş yüzeyinden çıkartılırken mineye zarar verebilirler (63,64).

Çoğu seramik braket, yüksek saflığa sahip alüminyum oksitten (alumina) üretilmektedir ve polikristalin ile monokristalin (safir) şeklinde iki temel formu mevcuttur. Genel olarak bulunan bu iki formun yanında Avustralya ve Japonya'da üretilmiş Zirkonyum (Polikristalin Zirkonyum Oksit) formu da mevcuttur. Seramik braketlerin üretim şekilleri, formlarını belirlemektedir ve formlar arasındaki farklılıklar, klinik performanslarında önemlidir (63).

2.5. Işın Kaynakları

Işınla polimerizasyon elde edebilmek için konvansiyonel halojen ışın kaynakları, plazma ark ışın kaynakları ve light emitting diode (LED) ışın kaynakları ortodontide de diş hekimliğinin diğer alanlarıyla birlikte kullanılmaya başlanmıştır (65).

2.5.1. Halojen Işın Kaynakları

Diş hekimliğinde en çok tercih edilen görülebilir ışın kaynağı halojendir. Çoğu ışınla başlatıcılı sistemde olduğu gibi halojen ışın kaynaklarında da emici olarak kamforokinon kullanılır. Mavi ışın göndermek için kullanılan halojen ışın kaynakları 470 nm dalga boyunda ışın üretirler. Elektrik enerjisi, düşük tungsten flamenti yüksek ısıya çıkardıktan sonra, halojen lamba ışın oluşturmaya başlar. Filtreler sayesinde sadece mavi ışın gönderilir. Halojen cihazların birçok avantajı ve dezavantajı vardır.

Avantajları:

- Uzun yıllardır, güvenilir ve istikrarlı bir şekilde kullanılmaktadır.
- Teknoloji geliştikçe daha güçlü halojen ampuller geliştirilmiş, daha yoğun ışın üretilmiş ve daha kısa sürelerde polimerizasyon elde edilmiştir.
- Uca doğru incelen ve ışını yönlendiren fiber-optik uçlar geliştirilmiş, böylece ışının toplanıp daha küçük bir alana taşınması ve gücün artırılması sağlanmıştır.

Dezavantajları:

- Cihazdan elde edilen mavi ışının büyük bir kısmı filtre edilmekte ve sadece küçük bir kısmı ışınla sertleşen materyallerin polimerizasyonu için kullanılmaktadır.
- Halojen cihazlarda kullanılan ampuller zamanla yıpranmakta ve bu nedenle ışın gücü zamanla azalmaktadır. Bu nedenle cihazlar sık sık kontrol edilmelidir.
- Filtreler ısıya maruz kaldıkları için yıpranmaktadırlar. Yıpranma sonucunda hasta veya hekim, istenmeyen dalga boylarında ışına maruz kalabilir.
- Halojen ışın kaynakları ısı açığa çıkarmaktadırlar (66).

2.5.2. Plazma Ark Işın Kaynakları

Plazma ark ışın kaynaklarında, iki elektrot arasında yüksek akımlı elektrik geçişi ile maddenin yüksek enerjili formu olarak adlandırılan plazma oluşturulur. Plazma ark ampulünde anot ve katot olmak üzere iki uç vardır (67,68). Halojen lambalarda olduğu gibi plazma ark ışın cihazlarında da ışın emisyonunu kontrol

edebilmek için fazla filtrasyon ve soğutma sistemi mevcuttur. Halojen lambalar 300 megawatt (mW) enerji açığa çıkarırken, bu cihazlar 900 mW enerji açığa çıkarır. Böylece halojenlerin 20 saniye polimerizasyonu ile elde edilen bağlanma dayanımı 3-5 saniye ile sağlanabilir. Fakat plazmaların ideal bir polimerizasyon cihazı olmalarını engelleyen bazı yan etkileri mevcuttur (69,70).

- Pahalı cihazlardır.
- Yoğun ışın bölgeleri dışın ısınmasını sağlarlar. Oluşan bu ısıdan pulpa zarar görebilir.
- Her bir ışınlamanın 3-5 saniye gibi kısa aralıklarla yapılması gerekmektedir. Her ışınlama arasında dinlenme zamanı olmalıdır.
- Elektrik gücüne ihtiyaç duyarlar. Bu yüzden kablosuz olarak üretilmeleri mümkün değildir.

2.5.3. LED Işın Kaynakları

Işınla sertleşen materyalleri polimerize etmek için gerekli fotonları üretmek için kullanılan son teknoloji LED'lerin kullanımıdır. İlk LED'ler, 1960'ların ilkyıllarında kırmızı, sarı ve yeşil dalga boyu aralıklarında ışın üretmişlerdir. Son onyıldır ise, ışın spektrumunun mavi bölgesinde ışın yayan LED'ler mevcuttur. LED'lerin diğer konvansiyonel ışın kaynaklarına göre birçok farklı avantajları vardır.

- Plazma ve halojenlerde olduğu gibi filtreye ihtiyaç yoktur.
- Ağız dokularındaki ısınma etkisi minimaldir.
- 470 nm civarında ışın yayarlar. Bu da, kamforokinonun maksimum absorpsiyon noktası ile yaklaşık olarak aynıdır.
- Yayılan ışın, en yüksek çıkış noktasında, lazer ışını kadar dar bir dağılım aralığı göstermemesine rağmen, halojen ve plazma ışın kaynaklarından daha dar bir dağılım göstermektedir.

- LED'ler, elektrik enerjisini doğru dalga boyundaki ışına çeviren en verimli cihazlardır. Diğer cihazlar %1'den daha az verimli iken, LED'ler yaklaşık %10 oranında verimlidirler.

- Pil gücüyle ve kablosuz olarak çalışabilir ve şarj edilebilirler.

- LED cihazları katı-fazlı ışın kaynaklıdır. Halojen ve plazma ampulleri ile lazer tüplerine oranla, daha az kırılğan ve daha sağlamdırlar.

- LED'lerin çalışma zamanları, binlerce saat sürerken, halojenlerin ömrü yüz saatten daha azdır (14,71).

2.5.4. Argon Lazer Işın Kaynakları

Işınla polimerize olan dental restoratif materyallerin sertleşme zamanını kısaltmak amacıyla geliştirilmiş diğer bir ışın kaynağı da argon lazerlerdir. Argon lazerden üretilen iki güçlü dalga boyu, 514 nm (yeşil) ve 488 nm (mavi)'dir. Filtrasyon aynalarının doğru seçimi ile kamforokinonun absorpsiyon bölgesine denk gelen 488 nm dalga boyunda ışın yayılabilir ve böylece polimerizasyon reaksiyonu başlayabilir. Işın paralel olarak geldiği için mesafe artmış olsa bile ışığın gücü değişmez. Ayrıca demineralizasyon, lazerlenmiş minde daha az görülür (72,73).

Bu cihazları satın almak oldukça yüksek maliyet gerektirmektedir. Çalışmak için yüksek akıma ve aktif soğutma sistemine ihtiyaç duymalarından dolayı kablosuz olarak üretilemezler. Işın yayan uç kısımları oldukça kırılğandır. Günümüzde diğer ışın kaynaklarına göre daha az kullanıma sahiptir (73).

BÖLÜM III

MATERYAL VE METOD

3.1. Çalışmamızda Kullanılan Dişler

Çalışmamızda 90 adet sığır daimi alt keser dişi kullanılmıştır. Dişler, Dalaman belediye mezbahanesinden temin edilmişlerdir. Dişlerin seçiminde sığırın 2 yaşından büyük olmasına, dişin hangi çeneden olduğuna dikkat edilmiştir. Dahil edilme kriterleri; dişlerde çürük, mine üzerinde renklenme, çatlak veya kırık olmamasıdır.

3.1.1. Dişlerin Saklanma Koşulları

Minenin yapısının bozulmaması, bakteri ürememesi, kimyasal bir farklılaşma olmaması dişlerin saklanması esnasında istenen koşullardır(74,75). Çalışmamızda kullandığımız dişler, çekildikten hemen sonra hava su spreyiyle yıkanmış, kurutulmuş, içerisinde distile su olan siyah cam şişelerde (*Resim 1*), karanlıkta ve oda sıcaklığında saklanmışlardır. Şişe içindeki su, haftada bir yenilenmiştir.



Resim 1: İçerisinde distile su olan siyah cam şişede bekletilen dişler

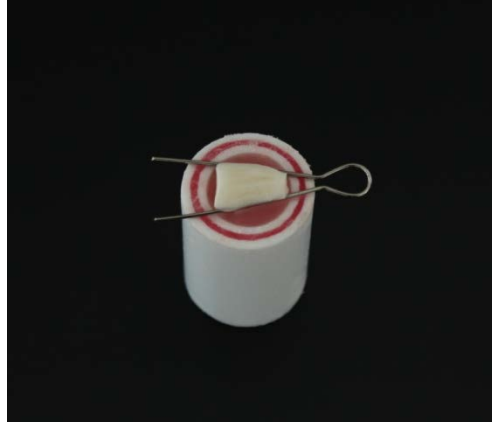
3.2. Akriik Blokların Hazırlanması

Çalışmamızda kullandığımız dişlerin, test cihazına taşınabilmeleri için 2 santimetre (cm) çapında ve 4cm yüksekliğinde içerisinde otopolimerizan soğuk akrilik bulunan silindir şeklindeki plastik borulara gömülmüşlerdir (*Resim 2*).



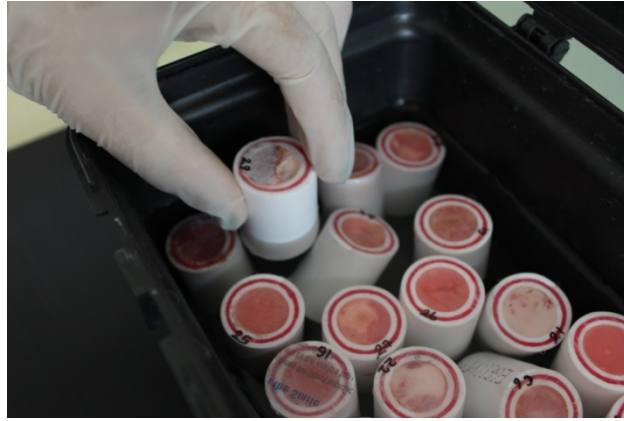
Resim 2: Akriik bloklarını oluşturmak için kullanılacak plastik borular

Plastik boru içindeki akrilik donarken, dişleri eğilmeden ve istenen yükseklikte tutmak için 0,8 milimetre(mm)'lik ortodontik çelik telden özel mandallar yapılmıştır. Gömülecek dişler, cam şişe içerisindeki distile sudan çıkarılıp, yıkanıp, kurutulmuş ve mandalların tutması için koleden insizal kenara uzanan ve dişin aproksimal yüzeyinin orta hattından geçen 1 mm derinliğinde oluklar oluşacak şekilde fissür frez ile çizilmişlerdir. Plastik borunun içi tamamen toz likit karışımı ile 13 gram (g) toz-10 mililitre (ml) likit oranında doldurulduktan sonra mandalla tutturulmuş dişler plastik boru üzerine yerleştirilmiştir (*Resim 3*).Dişlerin açıları düzeltilip, vestibül yüzeylerin yere paralel olması sağlanmıştır. Böylece dişlerin kronlarına likit ile toz hiç temas etmeden dişler akrilik içine gömülmüşlerdir.



Resim 3: Mandallara geçirilip plastik boru üzerine konulmuş diş

Oluşturulan bu materyal, braketlerin yapıştırılma aşamasına kadar çeşme suyu içeren ve ışın almasını diye siyah, ışın geçirmeyen plastik çanta içerisinde 30'arlı gruplar halinde saklanmışlardır (74). Çantalara konulmadan önce örnekler sabit bir kalemle gruplarına göre numaralandırılmışlardır (*Resim 4*).



Resim 4: Örneklerin numaralandırılması

3.3. Dişlerin Braket Yapıştırılması İçin Hazırlanması

Yapıştırma işlemi öncesinde diş yüzeyinde hiçbir organik veya mekanik artık olmaması önemlidir. Bir seferde 30 adet diş braket yapıştırılması için hazırlanmıştır. Dişler sudan çıkarılıp, düşük devirde dönen mandrene sırasıyla 400, 600, 800 ve 1200'lük su zımparası takılarak, vestibül yüzeyleri 20'şer saniye zımparalanmıştır.

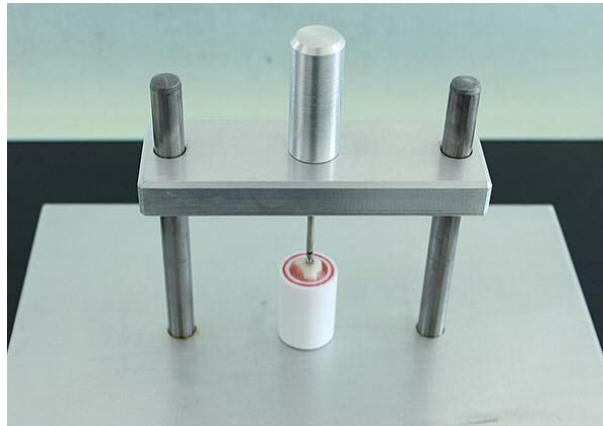
Dişler, zıparalama işlemi sonrasında 20 saniye hava su spreyiyle yıkanmış ve asitleme öncesinde 20 saniye hava spreyiyle kurutulmuşlardır.

3.4. Çalışmamızda Kullanılan Braketler

Çalışmamızda, American Orthodontics firmasının Mini Master MBT serisinden 90 adet .022 slot üst sağ santral diş braketini kullanılmıştır. Braketin slotundan, 0,021''x0,025''paslanmaz çelik tel geçirilmiştir. Braketlerin taban alanı, braketin slotundan 0,021''x0,025''kalınlığında paslanmaz çelik tel geçirilip, braket cam üzerine konup, telin iki ucundan bastırılıp, braketin tabanındaki kurvatür düzleştirildikten sonra stereo mikroskobu görüntüsü üzerinden, bilgisayar yardımıyla 11,26 mm² olarak hesaplanmıştır.

3.5. Braketlerin Dişlere Yapıştırılması

Çalışmamızda, 30'ar diş içeren 3 adet grup oluşturulmuştur ve bu gruplardaki dişler 3 değişik ortodontik amaçlı yapıştırıcı ile üretici firmanın önerileri doğrultusunda yapıştırılmışlardır. Bir seferde 30 adet diş braket yapıştırılmıştır. Yapıştırma esnasında, braket tabanlarındaki yapıştırıcıların, mine ve braket tabanı içine penetrasyonunu sağlamak ve uygulanan kuvvetin büyüklüğünü ve yönünü standardize etmek için diş yüzeylerine 300±10 gramlık kuvvet uygulayan ağırlık standı kullanılmıştır (*Resim 5*).



Resim 5: Ağırlık standında braketin diş yapıştırılması.

Yapıştırılan braketlerin tümüne, 0,021"x0,025"lik çelik ark telleri, 0,010 inch'lik tel ligatürler yardımıyla ligatüre edilmişlerdir (*Resim 6*).



Resim 6: Braketlere ligatüre edilmiş 0,021"x0,025"lik çelik ark telleri

Bu uygulamanın amacı, sıyırma testi esnasında braket kanatlarının esneme olasılığını en aza indirmektir.

3.5.1. Işınla Sertleşen Light Bond™ Grubu

Braketler, Işınla Sertleşen Light Bond™ ile aşağıda anlatılan prosedür doğrultusunda yapıştırılmıştır.

1. Zımparalanıp, yıkanıp, kurutulmuş dişlerin vestibül yüzeylerine %37'lik konsantrasyonda fosforik asit içeren mavi jel asit uygulanmıştır. 30 saniye beklenmiş ve hava su spreyiyle 30 saniye yıkanıp, 30 saniye kurutulmuştur.

2. Beyazlamış diş minesine Assure® Plus All Surface Bonding Resin (Reliance Orthodontic Product, Inc., Itasca) sürülmüştür. Uygulanan rezinin fazlası hava spreyi ile uzaklaştırılmıştır.

3. Braket tabanına Işınla Sertleşen Işınla Sertleşen Light Bond™ sürülüp, braket diş üzerine konulmuştur.

4. Akrilik blok ağırlık standına taşınarak, standın ağırlığı taşıyan hareketli parçasının uç kısmı braketin tam ortasına gelecek şekilde konumlandırılmıştır. Böylece serbest bırakılan hareketli parçanın uç kısmı ile braketin dış bastırılması sağlanmıştır. Taşan yapıştırıcı temizlenmemiştir.

5. 3M ESPE Elipar™ Free Light 2 (3M Unitek, Monrovia, Calif) ışın tabancası ağırlık standının hareketli ucu üzerinde bulunan işaretli konuma dayanarak diş yüzeyiyle 45 derece açı yapması sağlanmıştır. Braket 10 saniye mezyalden, 10 saniye distalden ışınlanmıştır.

6. Yapıştırılan braketlerin tümüne, 0,021"x0,025"lik çelik ark telleri 0,010 inch'lik tel ligatürler yardımıyla ligatüre edilmiştir.

3.5.2. Kimyasal Olarak Sertleşen Rely·a·Bond® Grubu

Kimyasal olarak sertleşen Rely·a·Bond® ile braketlerin yapıştırılmasında aşağıdaki aşamalar uygulanmıştır.

1. Zımparalanıp, yıkanıp, kurutulmuş dişlerin vestibül yüzeylerine %37'lik konsantrasyonda fosforik asit içeren mavi jel asit uygulanmıştır. 30 saniye beklenmiş ve hava su spreyiyle 30 saniye yıkanıp, 30 saniye kurutulmuştur.

2. Beyazlamış diş minesini üzerine ve braket tabanına Assure® Plus All Surface Bonding Resin sürülmüş ve uygulanan rezinin fazlası hava spreyi ile uzaklaştırılmıştır daha sonra diş minesini ve braket tabanı 1cm mesafeden 10 saniye ışınlanmıştır.

3. Braket tabanına Kimyasal Olarak Sertleşen Rely·a·Bond® sürülüp, braket diş üzerine konulmuştur.

4. Akrilik blok ağırlık standına taşınarak, standın ağırlığı taşıyan hareketli parçasının uç kısmı braketin tam ortasına gelecek şekilde konumlandırılmıştır. Hareketli parça serbest bırakılmıştır, kimyasal sertleşmenin gerçekleşmesi sürecinde ağırlık braket üzerinde 25 saniye boyunca bekletilmiştir. Taşan yapıştırıcı temizlenmemiştir.

5. Braketler yapıştırıldıktan 5 dakika sonra, yapıştırılan braketlerin tümüne, 0,021"x0,025"lik çelik ark telleri 0,010 inch'lik tel ligatürler yardımıyla ligatüre edilmiştir.

3.5.3. Transbond™ XT Light Cure Adhesive Grubu

Braketler, Transbond™ XT Light Cure Adhesive ile aşağıda anlatılan prosedür doğrultusunda yapıştırılmıştır.

1. Zımparalanıp, yıkanıp, kurutulmuş dişlerin vestibül yüzeylerine Transbond™ Plus Self Etching Primer 5 saniye boyunca sürülmüş ve diş yüzeyine uygulanan primerin fazlası hava spreyi ile uzaklaştırılmıştır. Primer uygulanan mine yüzeyi 1cm mesafeden 10 saniye ışınlanmıştır.

2. Braket tabanına Transbond™ XT Light Cure Adhesive sürülüp, braket diş üzerine konulmuştur.

3. Akrilik blok ağırlık standına taşınarak, standın ağırlığı taşıyan hareketli parçasının uç kısmı braketin tam ortasına gelecek şekilde konumlandırılmıştır. Böylece serbest bırakılan hareketli parçanın uç kısmı ile braketin dişe bastırılması sağlanmıştır. Taşan yapıştırıcı temizlenmemiştir.

4. 3M ESPE Elipar™ FreeLight 2 ışın tabancası ağırlık standının hareketli ucu üzerinde bulunan işaretli konuma dayanarak diş yüzeyiyle 45 derece açı yapması sağlanmıştır. Braket 10 saniye mezyalden, 10 saniye distalden ışınlanmıştır.

5. Yapıştırılan braketlerin tümüne, 0,021"x0,025"lik çelik ark telleri 0,010inch'lik tel ligatürler yardımıyla ligatüre edilmiştir.

Tablo 1: Yapıştırma aşamaları

Grup Adı	Asitleme	Yıkama	Kurutma	Primerleme	Işınlama
Light Bond™	%37'lik asit 30 sn	30 sn	30 sn	Diş	10 sn+10 sn
Rely·a·Bond®	%37'lik asit 30 sn	30 sn	30 sn	Diş+Braket	-
Transbond™ XT	-	-	-	Diş	10 sn+10 sn

3.6. Yapıştırma İşleminde Kullanılan Işın Kaynağı

Çalışmamızda, 3M ESPE Elipar™ FreeLight 2 (3M Unitek, Monrovia, Calif) model yüksek performanslı ışın kaynağı kullanılmıştır (*Resim 7*). Tabancanın ucuna 13mm'den 8mm'ye incelen turbo uç takılmıştır. Böylece aletin ışın gücü 1000mW/cm² olacak şekilde ayarlanabilmektedir.



Resim 7: 3M ESPE Elipar™ FreeLight 2 (3M Unitek, Monrovia, Calif) model ışın kaynağı

3.7. Örneklerin Test Öncesi Saklanması

Çalışmamızda sıyırma testi için hazırladığımız 90 adet braket yapıştırılmış diş, test öncesinde Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma ve Geliştirme (Ar-Ge) laboratuvarında bulunan etüv cihazında (Heratherm™, Thermo Fisher Scientific, Langensfeld, Germany) 24 saat boyunca 37°C’de distile su içinde bekletilmiştir (*Resim 8*).



Resim 8: Örneklerin etüv cihazına yerleştirilmiş hali

3.8. Termal siklus

Örnekler 24 saat etüvde bekletildikten sonra termal siklus uygulamasına geçilmiştir. Termal döngü uygulaması, Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge laboratuvarında bulunan PLC kontrollü (Siemens) termal siklus test cihazı (Gökçeler Makine, Sivas, Türkiye) ile yapılmıştır (*Resim9*).



Resim 9: Termal siklus cihazı

Bu cihazda 2 adet su tankı bulunmaktadır, bu tanklardan ilki $+5^{\circ}\text{C}$, ikincisi $+55^{\circ}\text{C}$ olacak şekilde ayarlanmıştır (*Resim 10*).



Resim 10: Termal siklus cihazı su tankları ve dijital ısı ayarları

Her bir grup sırasıyla birinci banyoda 20 saniye ikinci banyoda 20 saniye ve banyolar arasında 10 saniye bekleyecek şekilde 500 kere su banyolarına batırılmıştır.

3.9. Sıyırma Testlerinin Yapılması

Testler, Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge laboratuvarında bulunan MOD Dental Mikro Tensile, Shear Cihazı (MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara) kullanılarak yapılmıştır (*Resim 11*). Bir defada 30 adet örneğin testi yapılmıştır. Cihazın bazı özellikleri aşağıdadır.

Yükleme metodu: Bilgisayar kontrollü, yüksek hassasiyette ve sabit hızda deformasyon.

Kalibrasyon yükü: Çekme ve basma

Yük Limiti: 5 kN

Yük Verisi Toplama Hızı: 800 Hz

Çene hızı: 0,01-100 mm/dk

Pozisyon Çözünürlüğü: 0,5 mikron

Dikey Test Alanı: 60 mm

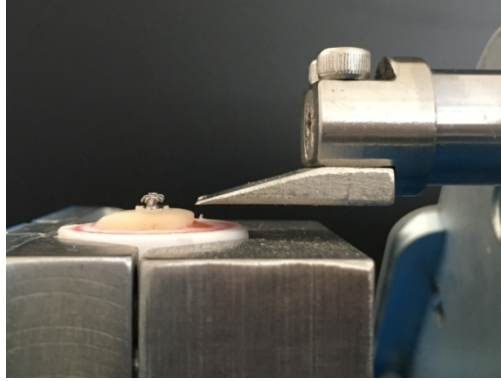
Yük kalibrasyonu: Otomatik

Yük Hücresi Hassasiyeti: <0,05



Resim 11: MOD Dental Mikro Tensile, Shear Cihazı(MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara)

Bıçak olarak uca doğru keskinleşen ve braket kanatlarının altına girip, tek noktadan brakete basan özel yapım bir çelik bıçak kullanılmıştır. Örnekler, göz kararı olarak bıçağın uzun eksenini, braketin tabanına paralel olacak şekilde özel bir mengeneye sıkıştırılmıştır (*Resim 12*).

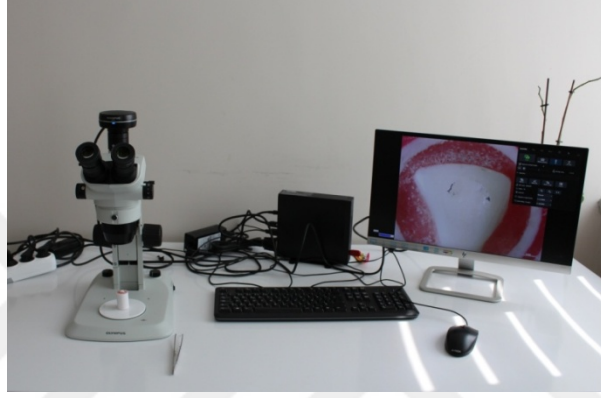


Resim 12: Örneğin, test cihazının bıçağının altında, braket tabanı bıçağın uzun eksenine paralel olacak şekilde sabitlenmiş hali

Cihazın çene hızı bıçak dakikada 0,5mm incek şekilde ayarlanmıştır. Test sonuçları, bilgisayara kaydedildiği gibi, tarafımızdan da kağıt üzerine yazılmışlardır.

3.10. Artık Yapıştırıcı Skorlamasının Yapılması

Braketler ayrıldıktan sonra kopma bölgesi ve tipini belirlemek için kopma yüzeyleri incelenip, Adhesive Remnant Index (ARI) sistemine göre 0 ile 3 arasında skor verilmiştir (35). Diş yüzeylerinin görüntülenmesinde, Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge laboratuvarında bulunan OLYMPUS Stereo mikroskobu (Olympus Corporation, USA) kullanılmıştır (*Resim 13*).



Resim 13: OLYMPUS Stereo mikroskobu (Olympus Corporation, USA)

ARI sisteminin skorları aşağıda belirtilmiştir:

- 0:** Örnek üzerinde hiç yapıştırıcı yok.
- 1:** Yapıştırıcının %50'nden azı örnek üzerinde.
- 2:** Yapıştırıcının %50'nden fazlası örnek üzerinde.
- 3:** Yapıştırıcının tamamı örnek üzerinde.

3.11. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile İnceleme İçin Örnek Hazırlanması

Artık yapıştırıcı skorlaması tamamlandıktan sonra, 30'ar örnek içeren 3 deney grubundan, her grubun ortalama değerlerine en yakın 3'er örnek alınıp, SEM incelemesi için hazırlanmışlardır. Hazırlık, SEM incelemesi ile dişlerin üzerindeki

yapıştırıcının penetrasyonunu gözlemek üzere yapılmıştır. Akril blok içindeki dişlerin kronları vestibülden linguale doğru, vestibül yüzeyin ortasından dişin uzun aksına paralel, 1mm'lik kesit kalınlığı içeren örnekler oluşturacak şekilde, Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge laboratuvarında, MOD Dental kesme cihazı (Esetron Smart Robotechnologies, Ankara) ile kesilmiştir (*Resim 14*).



Resim 14: MOD Dental Kesme Cihazı ve kesme işlemi

Örnek kesitler gruplarına göre ayrılarak SEM incelemesi için laboratuara gönderilmiştir.

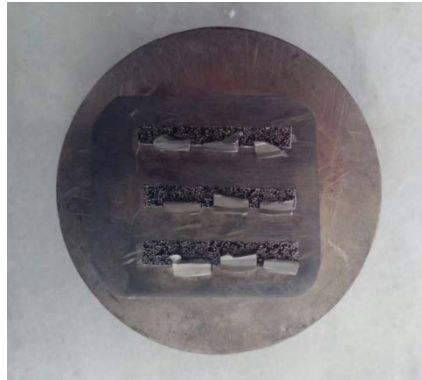
9 adet örnek tablaya yapıştırıldıktan sonra, tabla ultrasonik banyo cihazının metal sepeti içine yerleştirilmiştir. Erciyes Üniversitesi, Mühendislik fakültesi,

Nanoteknoloji Araştırma Merkezi'nde bulunan Bandelin Sonorex™ (BANDELIN electronic, Heinrichstraße) süper ultrasonik banyo cihazının haznesine su doldurulmuş ve suyun içine bir tanesi 0,01 mol/l HCL, diğeri ise saf su içeren 2 adet cam bardak konmuştur (*Resim 15*).



Resim 15: Ultrason cihazı ve bardaklar

Ligatür sepetin içine koyduğumuz, üzerinde örnekler bulunan SEM tablası, makine ultrasonik titreşimler üretirken, 30 saniye HCL içeren hazneye, hemen ardından da 60 saniye saf su içeren hazneye daldırılmıştır. Böylece örneklerin hepsinin aynı anda aynı sürede dağlanması sağlanmıştır (*Resim 16*).



Resim 16: Asitle dağlanan kesitler

Tabla sepetten çıkarılmış ve kuru hava spreyi ile 60 saniye boyunca kurutulmuştur. Örnekler tamamen kurduktan sonra örneklerin mikroskop ile incelenmeyecek taraflarını örtecek şekilde, üzerlerine karbon bant yapıştırılmıştır. Tabla daha sonra SEM incelemesi için altın kaplanmak üzere kaplayıcı cihaza konmuştur (*Resim 17*).



Resim 17: Örneklerin altınla kaplanması

3.12. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile İncelenmesi

Örneklerin SEM'le incelenmesi, Erciyes Üniversitesi, Mühendislik fakültesi, Nanoteknoloji Araştırma Merkezi'nde yapılmıştır. İncelemede, Zeiss EVO LS 10, Lab6: SEM, STEM, VPSE Bruker EDS, E-beam Lito, Jena, Germany model taramalı elektron mikroskobu kullanılmıştır (*Resim 18*). Mikroskobun bazı özellikleri aşağıdadır.

- Taramalı elektron mikroskobu (SEM) tamamen dijital olup bilgisayar kontrolü ile çalışmaktadır.
- Elektron kaynağı olarak K- tipi tungsten filaman kullanılmaktadır.
- Akım değeri yaklaşık 0,5Pa'dan 5 μ A'ya kadar değişmektedir.
- 5 eksen motorize kartezyen kontrolü (X = 80mm, Y = 100mm, Z = 35mm, T = -10°'den 90°'ye, Rotasyon = 360°) ile çalışmaktadır.

- 30kV hızlandırıcı voltajı ve 6mm çalışma aralığı koşullarında 1,9nm çözünürlük elde edilmektedir.

- 7 – 1,000,000x arası büyütme kapasitesine sahiptir.

- Resolution, Depth, Analysis, Field ve Fisheye olmak üzere beş farklı modda görüntü alınabilmektedir.

Çalışmamızdaki örnekler SEM ile Depth modunda 1000, 1500, 2500 ve 5000 büyütmelerde incelenmişlerdir.



Resim 18: JSM–6060 JEOL model taramalı elektron mikroskobu

BÖLÜM IV

BULGULAR

4.1.Sıyırma Deneyleri ile İlgili Bulgular

Veriler, IBM SPSS Statistics 22.0 (IBM Corp., Armonk, New York, ABD) istatistik paket programında değerlendirilmiştir. Sayısal değişkenlere ait verilerin normal dağılımı ShapiroWilk normallik testi ve *Q-Q* grafikleri ile değerlendirilmiştir.

Üç farklı tip yapıştırıcının kullanıldığı çalışmamızda, deney gruplarındaki örneklerin sıyırma kuvvetine karşı gösterdikleri bağ kuvvetleri Newton cinsinden *Tablo 2*'de verilmiştir. Sıyırma deneylerinde elde edilen bulguların %25, %75 ve median değerleri megapaskal cinsinden *Tablo 3*'de verilmiştir. *Grafik 1*'de ise standart sapmaları ile grup ortalamalarının karşılaştırmaları vardır. Gruplar arası karşılaştırmalar Kruskal-Wallis analizi ile yapılmıştır. Kruskal-Wallis analizi sonucu fark bulunması durumunda çoklu karşılaştırma testi olarak Dunn-Bonferroni testi kullanılmıştır. $p < 0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Gruplar arasındaki istatistiksel değerlendirme sonuçları şu şekildedir;

- Light Bond™ grubu ile Rely·a·Bond® grubu arasında tutuculuk değerleri açısından anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0,05$).

- Light Bond™ grubu ile Transbond™ XT grubu arasında tutuculuk değerleri açısından anlamlı fark bulunmuştur. ($p < 0,05$). Light Bond™ grubu daha iyi tutunmuştur.

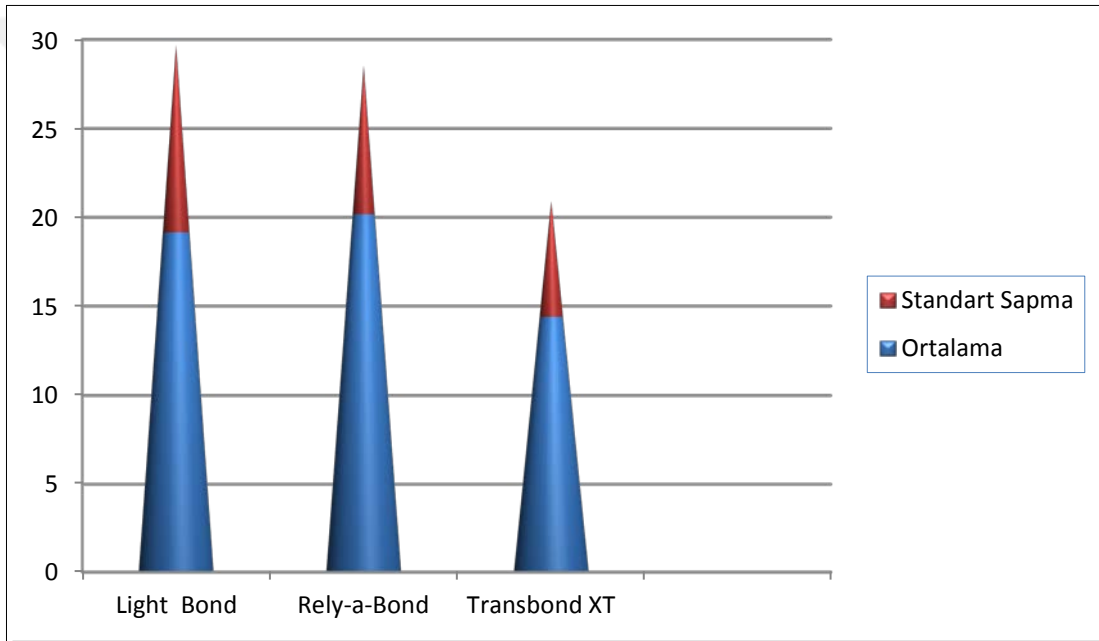
- Rely·a·Bond® grubu ile Transbond™ XT grubu arasında tutuculuk değerleri açısından anlamlı fark bulunmuştur ($p = 0,035$). Rely·a·Bond® grubu daha iyi tutunmuştur.

Tablo 2: Sıyırma deneyleri sonuçları (N) ve artık yapıştırıcı indeksi (ARI) skorları

Örn #	Light Bond™	ARI skoru	Rely-a-Bond®	ARI skoru	Transbond™ XT	ARI skoru
1	84.28	3	62.88	1	163.44	0
2	109.69	3	357.59	1	62.35	1
3	89.97	3	271.72	1	238.22	0
4	79.15	3	128.76	0	149.64	0
5	355.69	2	334.61	1	177.63	1
6	130.89	3	204.85	1	116.88	1
7	343.63	1	105.88	2	18.82	1
8	102.71	3	254.76	3	218.65	0
9	344.05	1	189.32	2	156.88	0
10	90.93	3	186.72	2	128.45	0
11	82.26	3	184.26	1	184.78	1
12	149	3	127.54	0	239.9	1
13	233.48	2	350.7	1	168.28	1
14	296.25	2	187.23	1	57.24	0
15	270.6	1	235.31	1	163.01	1
16	347.44	3	388.99	1	224.2	1
17	336.92	2	159.89	2	47.52	0
18	336.21	1	270.11	1	194.62	1
19	257	3	85.93	2	197.27	0
20	130.77	3	133.87	2	334.17	1
21	170.23	3	206.9	1	254.43	1
22	97.96	3	157.37	2	140.33	0
23	120	3	251.89	2	196.98	0
24	100.11	3	245.81	1	121.02	1
25	230.93	2	342.39	0	233.83	1
26	372.57	3	169.3	2	75.88	0
27	308.62	3	245.37	2	236.78	1
28	389.21	0	191.83	2	105.3	1
29	207.24	2	354.53	1	202.83	1
30	404.56	1	428.95	1	62.97	0

Tablo 3: Megapaskal cinsinden sıyrma deneyi sonuçları

Grup Adı	N	Missing	Median	%25	%75
Light Bond™	30	0	19.45	9,12	29,92
Rely·a·Bond®	30	0	18.28	14,19	24,13
Transbond™ XT	30	0	14.73	10,38	19,42



Grafik 1: Grup ortalamaları (MPa) ve standart sapmaların karşılaştırılması

- Light Bond™ grubu ile Rely·a·Bond® grubu arasında kopma mesafesi değerleri açısından anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$).
- Light Bond™ grubu ile Transbond™ XT grubu arasında kopma mesafesi değerleri açısından anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

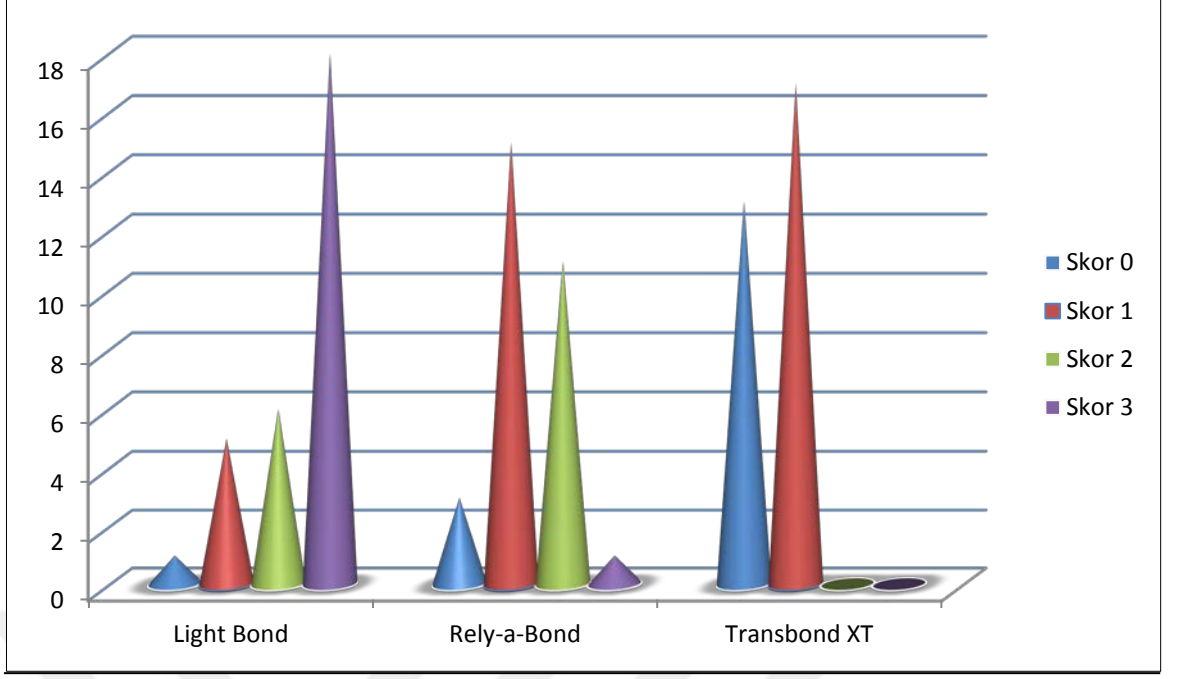
- Rely·a·Bond® grubu ile Transbond™ XT grubu arasında kopma mesafesi değerleri açısından anlamlı fark vardır. (P = 0,001). Rely·a·Bond® grubunun kopma mesafesi değeri daha yüksek bulunmuştur.

Tablo 4: Kopma mesafesinin ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri (µm)

Grup Adı	N	Ortalama	S.Sapma	Minimum	Maksimum
Light Bond™	30	3625.26	1772.22	879.00	8884.00
Rely·a·Bond®	30	4259.80	1192.64	1933.00	6765.00
Transbond™ XT	30	2735.53	1116.92	1018.00	5701.00

4.2.Diş Üzerinde Kalan Artık Yapıştırıcı Skorları ile İlgili Bulgular

Yapılan sıyırma testleri sonrası diş yüzeyinde kalan artık yapıştırıcı skorları *Tablo 2*'de verilmiştir. Ayrıca gruplar içindeki skor dağılımı da *Grafik 2*'de verilmiştir.



Grafik 2: Grupların ARI skor dağılımları

Gruplar arasındaki farkların değerlendirilmesinde Nonparametrik Kruskal-Wallis ve Bonferroni düzeltilmeli Mann-Whitney U testi uygulanmıştır. Gruplar arasındaki istatistiksel değerlendirme sonuçları şu şekildedir:

- Light Bond™ grubunun %60'ında skor 3 bulunmuştur, yani yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalmıştır. Ayrıca örneklerin %20 sinde skor 2, %16'sında skor 1 ve sadece bir örnekte skor 0 bulunmuştur.
- Rely-a-Bond® grubunun %50'sinde skor 1 bulunmuştur, yani yapıştırıcının %50'sinden azı diş yüzeyinde kalmıştır. Ayrıca örneklerin %37'sinde skor 2, %10'unda skor 0 ve sadece bir örnekte de skor 3 bulunmuştur.
- Transbond™ XT grubunun %57'sinde skor 1, %43'ünde skor 0 bulunmuştur. Örneklerde skor 2 ve skor 3 değerleri bulunmamıştır.

Tüm grupların ARI skorları arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p = <0,001$). Tüm gruplara ait ARI skorlarının dağılımı *Tablo 5*'te verilmiştir.

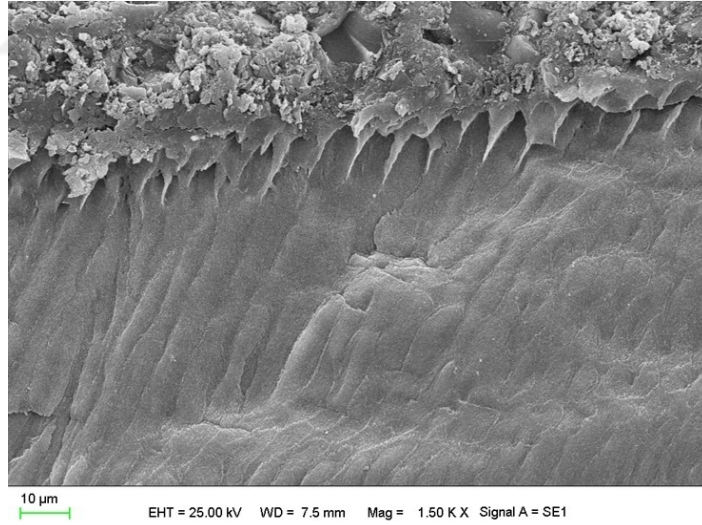
Tablo 5: Tüm gruplara ait ARI skorlarının sayısal dağılımı

ARI Skorları	Skor 0	Skor 1	Skor 2	Skor 3
N	17 (%19)	37 (%41)	17 (%19)	19 (%21)

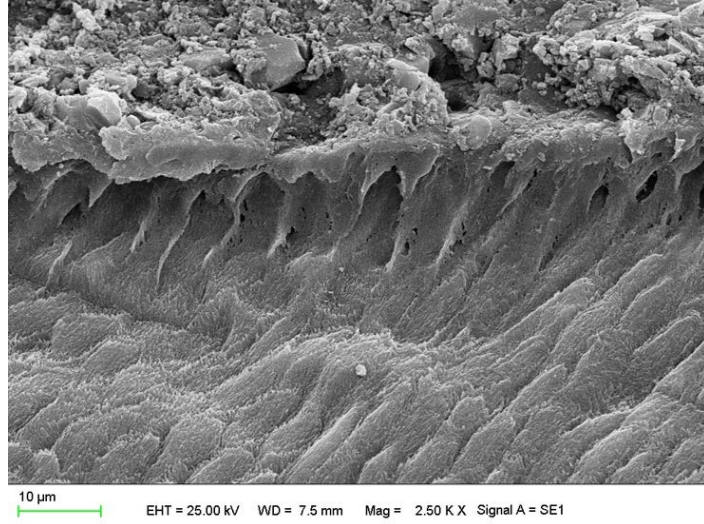
4.3.Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile İncelenmesinden Elde Edilen Bulgular

Aşağıdaki resimlerde her gruptan çekilmiş örneklere ait üç farklı büyütmeye SEM görüntüsü bulunmaktadır. Yapılan SEM incelemesi sonucunda;

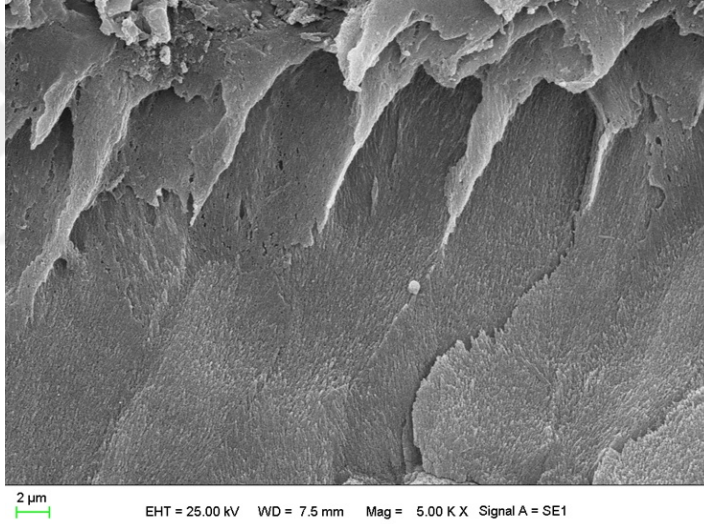
Light Bond™ grubunda, mine içindeki resin uzantılarının sık ve boylarının oldukça uzun olduğu görülmüştür (Resimler 19, 20, 21).



Resim 19: Light Bond™ grubunun 1500 büyütmeye SEM görüntüsü

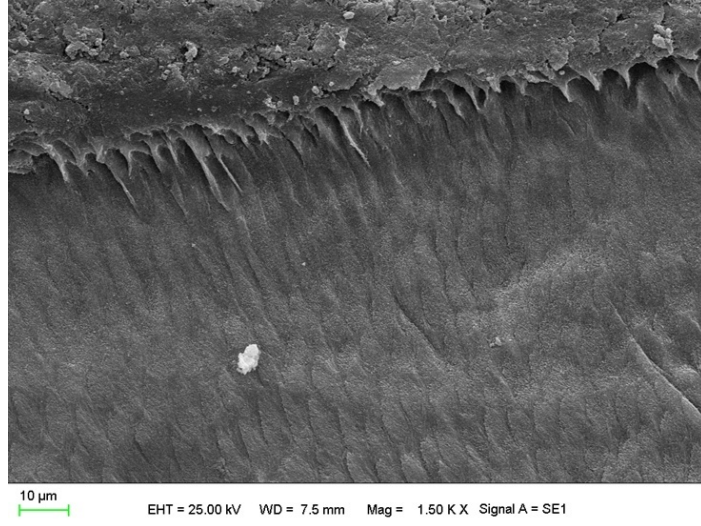


Resim 20: Light Bond™ grubunun 2500 büyütmede SEM görüntüsü

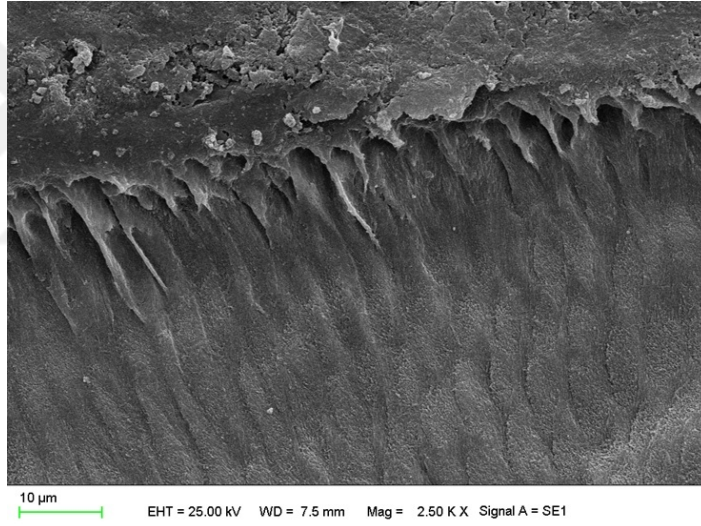


Resim 21: Light Bond™ grubunun 5000 büyütmede SEM görüntüsü

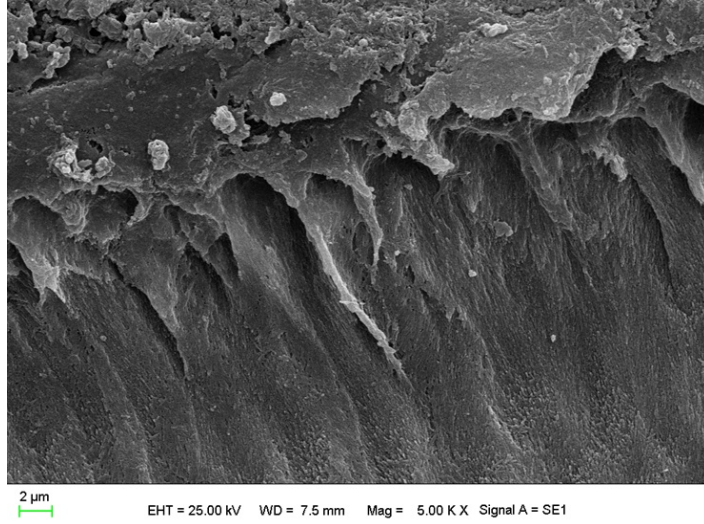
Rely·a·Bond® grubunda, kısa ve oldukça uzun boylu rezin uzantıları mine içine heterojen bir şekilde dağılmıştır. Bazı bölgelerde ise Rely·a·Bond® rezin uzantılarının Light Bond™ rezin uzantılarından daha uzun olduğu da gözlenmiştir (Resimler 22, 23, 24).



Resim 22: Rely-a-Bond® grubunun 1500 büyütmede SEM görüntüsü

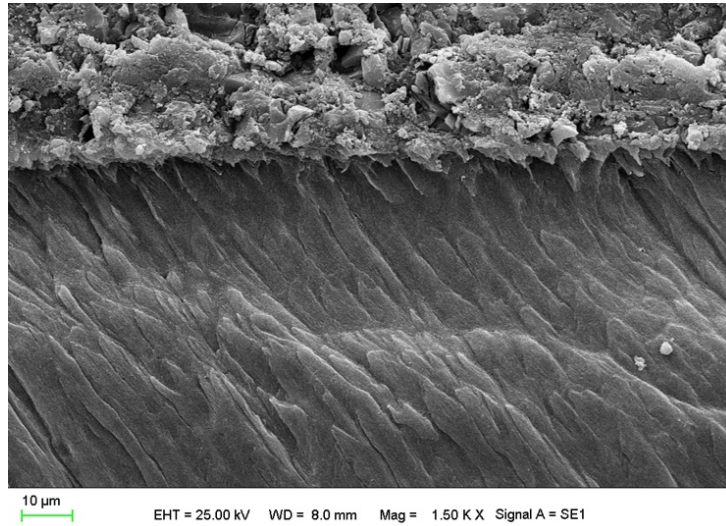


Resim 23: Rely-a-Bond® grubunun 2500 büyütmede SEM görüntüsü

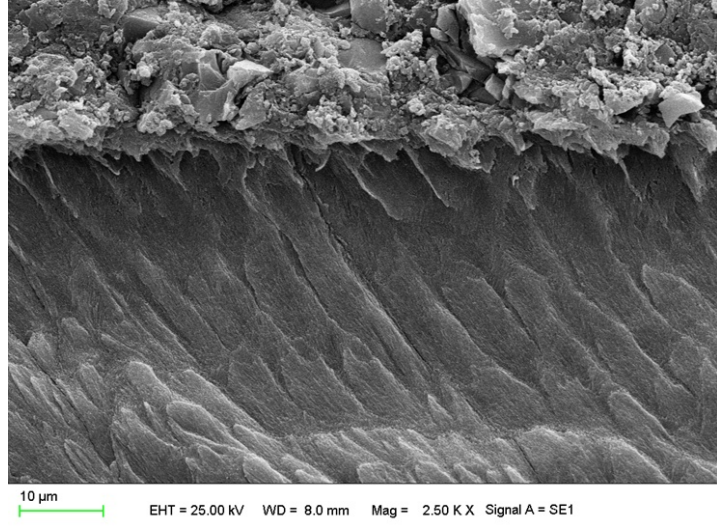


Resim 24: Rely-a-Bond® grubunun 5000 büyütmede SEM görüntüsü

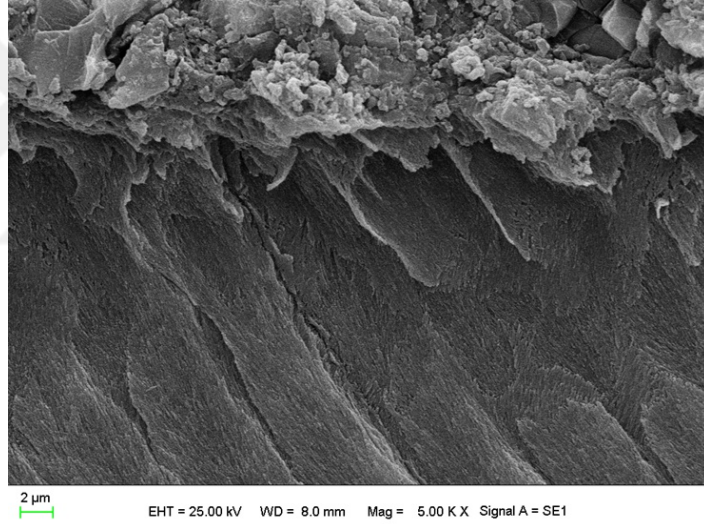
Transbond™ XT grubu görüntülerinde ise, resin uzantılarının kısa ve sık dağılım gösterdiği izlenmiştir. Yapıştırıcı mine içine derine penetre olamamıştır(Resimler 25, 26, 27).



Resim 25:Transbond™ XT grubunun 1500 büyütmede SEM görüntüsü



Resim 26:Transbond™ XT grubunun 2500 büyütmede SEM görüntüsü



Resim 27:Transbond™ XT grubunun 5000 büyütmede SEM görüntüsü

BÖLÜM V

TARTIŞMA

Braket tutuculuğunun iyi olması sabit ortodontik tedavinin başarısını doğrudan etkilemektedir (76). Yapıştırıcılar ortodontik tedavi sırasında uygulanan kuvvetlerin braketlerden dişlere iletilmesinde önemli rol oynar. Sıyırma kuvvetine karşı yüksek direnç gösteren yapıştırıcılar, braketlerin kolayca düşmesini engelleyerek hasta ve hekimin konforunu artırır. Aynı zamanda hekimin hasta başında geçirdiği süreyi, dişteki madde kaybını ve maliyeti azaltır (77,78). Yapıştırıcıların sıyırma kuvvetlerine karşı dirençleri, kopma mesafeleri, kopma sonrası diş üzerinde kalan yapıştırıcı miktarı ve taramalı elektron mikroskobu ile yapıştırıcı penetrasyonun belirlenmesi, yapıştırıcının etkinliğinin belirlenmesinde önemli yer tutar.

Yapılan literatür taramalarında yapıştırıcıların bağlanma dayanımlarını, ARI skorlarını, SEM görüntülerini karşılaştıran çok sayıda çalışma bulunmuştur (8,12,15,58,79). Ancak kullandığımız yapıştırıcıları karşılaştıran *in vitro* çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda, ışınla sertleşen Light Bond™ ve kimyasal olarak sertleşen Rely·a-Bond® ile kliniğimizde rutin olarak kullandığımız Transbond™ XT Light Cure'un kopma dirençlerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

İnsan ve hayvan dişleri yapıştırıcıların kıyaslandığı *in vitro* çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır. Bu çalışmalarda insan dişi olarak alt keser (80-84), molar (15,24,39,85-92) veya premolar dişler (8,51,55,78,93-106) tercih edilirken hayvan dişi olarak en çok sığır keser dişleri (47,55,70,107-109) kullanılmaktadır. Hayvan dişi olarak genelde sığır dişlerinin kullanılmasının nedeni sığır minesinin fiziksel özelliklerinin ve kompozisyonunun insan minesine benzer olmasıdır (110). Sığır dişinin kolay ve fazla sayıda elde edilebilmesi, insan dişine benzer fiziksel özelliklere sahip olması kullanımını yaygınlaştırmıştır (83). Bu nedenle çalışmamızda sığır alt daimi keser dişi tercih edilmiştir. Fowler ve ark. (111) çalışmalarında insan ve hayvan dişlerinden elde ettikleri koparma sonuçların benzer

olduğunu bulmuşken, Oesterle ve ark. (112) sığır minesinin bağ kuvvetinin insan dişi ile kıyaslandığında daha düşük olduğunu iddia etmişlerdir.

Önceki çalışmalarda araştırmacılar dişleri; %70'lik etil alkol (113,114), oda sıcaklığında su (56,93,115), salin (103,116,117), %10'luk formalin asetat (8,118,119), %4'lük formalin (106), %0,5'lik kloramin T (78,93,96,120) ve %0,1'lik timol solüsyonu (15,24,39,41,51,55,65,70,80,85-92,94,95,99,100,105,107) gibi çeşitli solusyonlarda saklamışlardır. Çalışmamızda; minenin organik yapısının mümkün olduğunca korunması ve bakteriyel infiltrasyon görülmemesi için birçok çalışmada (121-124) olduğu gibi örnekler oda sıcaklığındaki distile su içinde bekletilmiştir. Ayrıca bakteriyel infiltrasyonu önlemek için solüsyonlar haftada bir yenilenmiştir.

Çalışmamızdaki örnekler, otopolimerizan akrile mandal klavuzlar kullanarak, dişin uzun aksı sıyırma kuvvetine paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir. Bu işlemden bir gün sonra braketler diş yüzeyine yapıştırılmıştır. Böylece hem zaman kaybı önlenmiş hem de test cihazına aktarırken örneklerin standardizasyonu sağlanmıştır. Ancak bazı araştırmacılar braketleri yapıştırdıktan ve polimerizasyon için bekledikten sonra dişleri akril içerisine yerleştirmiştir (15,24,39,86-88,90-92,94,102,104,119,125). Çalışmamızda otopolimerizan akrilik kullanımı dişlerin doğru konumlandırılmasını kolaylaştırmıştır. Çalışmamızda olduğu gibi birçok çalışmada da taşıyıcı blok olarak akrilik kullanılmıştır (35, 47, 55, 65, 67, 68, 70,78, 99, 100, 107-109, 115, 118, 119, 125-127). Akrilik bloktan başka alçı (51, 105,106,128), polyester (98) ve epoksi rezin (129) kullanılan çalışmalar da olmuştur.

Mine yüzeyindeki artıklar, adeziv penetrasyonunu etkileyen bir faktördür. Bu organik artıkları uzaklaştırmak amacıyla, kıl fırça ve lastik kullanarak, mine yüzeyinin flor ve yağ içermeyen pomza ile temizlenmesi tercih edilen bir yöntemdir (8,39,56,70,85,86,88-96,100,101,104,106,107,109,115,130,131). Eliades ve ark. (132) bu yöntemden farklı olarak özel bir makinenin ucuna yerleştirdikleri silikon karbid disklerle mine yüzeyini düzleştirmişlerdir. Jenkins (133), ise minenin 10 mikrometre (μm)'lik en dış kısmının daha çok flor içermesi sebebiyle mine özelliklerinin yüzeyden derine inildikçe değiştiğini bulmuştur. Çalışmamızda, organik atıkların uzaklaştırılması, homojen bir mine yüzeyi oluşturulması ve standardizasyonu amacıyla mine yüzeyleri su zımparası ile zımparalanmıştır.

Asit ile pürüzlendirme, mine yüzeyinde rezinin penetre olabileceği mikroporlar oluşturur. Bu rezin uzantılarına 'rezin tag' adı verilir. Mikroporlara rezinin girmesiyle mine ve yapıştırıcı arasında mekanik bağlantı sağlanmış olur. Dişlerin yüzeyi temizlendikten sonra minenin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılan asidin konsantrasyonu ve asitleme süresi çalışmalarda araştırılan konular arasındadır.

Ortodontide sıyırma testlerinin yapıldığı *in vitro* çalışmaların çoğunda, %35-%37 konsantrasyonlarında fosforik asit kullanılmıştır. Asitleme süresi ise 15 ile 60 saniye arasında değişmektedir. Çeşitli araştırmacılar, yaptıkları *in vitro* çalışmalarda, %37'lik fosforik asidin çeşitli sürelerdeki uygulamalarında 15 ile 60 saniye arasında bağ kuvveti açısından bir fark saptayamamışlardır (126,128,134,135). Bhad ve ark. (136), %5'lik ile %37'lik fosforik asitlerin 60 saniye uygulandığı çalışmalarda, bağ kuvvetleri açısından bir fark bulmamışlardır. Ayrıca %5'lik konsantrasyonda mine kaybının minimal olduğunu belirtmişlerdir. Oysa 30 saniyeyi geçen uygulamalarda, mineden kopmaların arttığını, 120 saniyelik uygulamalarda ise bağ kuvvetinin anlamlı şekilde düştüğü belirtilmiştir (23). Literatürde, yapıştırıcıların karşılaştırıldığı çalışmalarda, %35 ile %37 arasındaki fosforik asidin çok çeşitli sürelerde uygulandığını görmekteyiz. Yapılan çalışmalarda 15 saniye uygulayanlar (8,77,78,86,88,90,93-95,99,118) olduğu gibi, 30 saniye uygulayanlar (39,47,51,55,56,70,89,91,92,96,98,100-102,104-107) ve 60 saniye uygulayanlar (80,109,137)da vardır. Çalışmamızdaki tüm gruplarda, malzemelerin kullanım klavuzlarında tavsiye edildiği üzere, %37'lik fosforik asit 30 saniye uygulanmıştır.

Braketin bağlanma dayanımı, braket tabanının retansiyon şekli, yapıştırıcı sistem ve mine yüzeyinin pürüzlendirme şekli gibi faktörlere bağlıdır (120). Braket tabanı retansiyon mekanizmaları kimyasal, mekanik veya her ikisi şeklinde de olabilir. Braketin taban alanı da bağlanma dayanımını etkileyen diğer faktördür (138). Retansiyon için en fazla kullanılan sistem örgü taban sistemidir (139, 140). Newman'ın (5) çalışmasıyla birlikte, örgü tabanlı braketlerin retansiyon mekanizmaları iyi bilinmektedir. Wang ve ark. (141), yaptıkları çalışmada, braket dizaynının bağ kuvvetini etkilediğini belirtmişlerdir. Braket taban alanı ve örgü tabandaki aralıklar arttıkça, bağlanma kuvvetin arttığını bulmuşlardır. Sorel ve ark. (103), lazerle tabanı işlenmiş braketlerin örgü tabanlı braketlere göre 2 kat daha kuvvetli tutunduğunu bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da literatürdeki çalışmalarla benzer şekilde örgü tabanlı braketler kullanılmıştır.

Braketler yapıştırılırken Bishara ve ark. (15,24,39,86,88,89,91,92), polimerizasyon öncesinde 300 gr kuvvet uygulamışlardır. Çalışmamızda da kuvvetin büyüklüğünü ve yönünü standardize etmek için diş yüzeylerine 300±10 gramlık kuvvet uygulayan ağırlık standı kullanılmıştır.

Işın kaynağı olarak önceki yıllarda yapılan birçok çalışmada halojen cihazları kullanılmıştır (56,142,143). Fakat LED cihazlarının kullanımının artması sebebiyle, son yıllarda yapılan *in vitro* çalışmalarda daha çok tercih edilmiştir (65,129,144). Bizim çalışmamızda da LED cihaz kullanılmıştır. Sfondrini ve ark. (65) yaptıkları çalışmada, 550 mW/cm² gücündeki ışığın 10+10 saniye uygulanmasıyla, 1200mW/cm² gücündeki ışığın 5+5 saniye uygulanmasını kıyaslamış, ancak bağ kuvveti açısından fark bulamamışlardır. Benzer şekilde Signorelli ve ark. da(129) yaptıkları çalışmada, 400mW/cm² gücündeki ışığın 10+10 saniye uygulanmasıyla, 2000mW/cm² gücündeki ışığın 3+3 saniye uygulanmasını kıyaslayıp anlamlı fark bulamamışlardır. Oesterle ve ark. (35) ise xenon plazma ark ışın kaynağı ile yaptıkları bağ kuvveti açısından bir fark saptayamamışlardır. Araştırmacılarca, ışın gücünün 1000 mW/cm²'nin üzerine çıkmasının, rezin kompozitin polimerizasyon zamanının kısalmasında etkili olmadığı bulunmuştur (125,145). James ve ark. (119), Transbond™ XT yapıştırıcı sistem kullandıkları çalışmalarında 1400mW/cm² ışın gücünün 3+2 saniye uygulamasının metal braketler için yeterli olduğunu bulmuşlardır. Çalışmamızda 1000mW/cm² civarında ışın gücü, ışınla sertleşen örneklerde, braketlerin mezyalinden ve distalinden 10'ar saniye uygulanmıştır.

Termal siklus uygulaması; ağız içerisinde meydana gelen ısı değişimlerine uygun şekilde, *in vitro* koşullarda, örneklerde yapay yaslanma sağlayabilmek amacıyla belirli derecelerde yüksek ve düşük ısılara maruz bırakılmasıdır. Ancak bazı araştırmacılar (39,51,56,78,85,88,89,92-94,96,97,100,104-106,108,118,130) braketler yapıştırıldıktan sonra deneyler yapılanaya kadar geçen sürede dişleri saf veya deiyonize su içerisinde 37°C'de 24 saat, bazıları (86,109,115) 48 saat ve bazıları (55,70,99) da oda sıcaklığındaki saf suda 24 saat tutmuşlardır. Jassem ve ark. (146) çalışmalarında termal siklus uygulanan örnekler ile sabit 37°C banyoda bekletilen örneklerin sıyırma kuvvetlerine karşı gösterdikleri tutuculuk değerleri arasında hiçbir fark olmadığını bildirmişlerdir. Termal siklus yapılan çalışmalarda(147-150)örneklerin bağlanma direnci değerleri termal siklus kullanılmayan çalışmalardaki(151-155) değerlerle kıyaslandığında daha düşük bulunmaktadır.

Bishara ve ark. (156) termal siklus uygulamasının ağız ısısını taklit etmesi sebebiyle gerekli bir uygulama olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle bizim çalışmamızda da +5 ile +55°C'lik banyoların kullanıldığı 500 siklus yapılmıştır.

Sıyırma deneyi için araştırmacılar çeşitli markalar kullanmışlardır. Instron (41,55,70,93, 95-98,100,102,104,106,108,109,118,130), Zwick (15, 24, 39, 86-92, 115), Lloyd (157), MTS Synergie 400 (8), Nene M3000 (78) ve Shimadzu (15,51,105) bunlardan bazılarıdır. Çalışmamızda, son yıllarda yapılan çalışmalardaki gibi Mod Dental Mikro Tensile/Shear Cihazı kullanılmıştır (158-161). Farklı üreticilere ait bu cihazlar aynı işi yapmakta olup, deneylerde önemli olan, sıyırıcı bıçağın açısı ve hızıdır (90,127,131-133). Klocke ve Kahl-Nieke (127) çalışmalarında açı değişikliğinin bağlanma dayanımını etkilediğini, açı arttıkça bağlanma dayanımının düştüğünü bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızdaki tüm örneklerde bıçağın braketin tabanına paralel olarak hareket etmesine dikkat edilmiştir.

Çalışmamızda, literatürdeki çok sayıdaki çalışmayla benzer şekilde koparma bıçağının hızı 0,5 mm/dk olarak ayarlanmıştır (41, 47, 56, 78, 90, 94, 97, 100, 108, 109, 131, 132). Hasta ağızında braketler çok farklı yön ve şiddetteki kuvvetlere maruz kalarak kopsa da, bıçağın hızı arttıkça deneylerin güvenilirliği düşmektedir. Kao ve ark.(131) ile Eliades ve ark.(132) bu nedenle 0,5 mm/dk'lık hızın kullanımını tavsiye etmişlerdir. Farklı olarak bıçak hızını 5 mm/dk (15,24,39,86-92,115), 3 mm/dk. (143), 2,5 mm/dk. (8), 2 mm/dk. (102,104), 1 mm/dk. (51, 55, 70, 93, 96, 98, 99, 105, 106, 118) kullananlar çalışmalar da yapılmıştır.

Çalışmamızda indirekt braket yapıştırma yöntemlerinin popüler olmasıyla kullanımı yaygınlaşan kimyasal olarak sertleşen adeziv sistemlerle, ışınla sertleşen adeziv sistemlerin kopma dirençlerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Kopma dirençlerinin değerlendirildiği çalışmalarda örnekleri, güvenilirliği önceden kanıtlanmış bir adezivle karşılaştırmak gerekmektedir. Transbond™ XT, piyasaya yeni çıkan yapıştırıcıların kopma dirençlerini test etmede kullanılmıştır (162). Transbond™ XT adezivi çalışmamızda kontrol grubu olarak direkt yapıştırma yöntemiyle kullanılmıştır. Literatürde, bağ kuvvetinin ölçüldüğü birçok çalışmada konvansiyonel sistem olan Transbond™ XT kontrol grubu olarak alınmıştır (41,47,51,70,86,88,89,91,92,94,97-100,104-106,108,109,118,130). Konvansiyonel

sistemler ile kendinden asitli primerlerin bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı birçok çalışma vardır(8,24,41,55,56,86,87,104,118). Bazı çalışmalarda, kendinden asitli primerler daha düşük bağlanma dayanımı göstermiştir (12,87,91,100,104,106). Bazı çalışmalarda ise aralarında anlamlı fark tespit edilmemiştir(58,70,99). Bu nedenle, minede dekalsifikasyona neden olan fosforik asit uygulamasını elimine ederek hekimin çalışma süresini kısaltan, kendinden asitli sistem kullanılmıştır(115).

Coups-Smith ve ark. (108), 12 adet sığır alt keser dişten oluşan gruplarda Transbond™ XT'nin bağ kuvvetini, $18,89 \pm 4,39$ MPa; Cal- Neto ve ark. (94), 20 adet insan premolar dişi kullandıkları çalışmalarında ise bağ kuvvetini $16,24 \pm 4,78$ MPa bulmuşlardır. Bu değerler çalışmamızda elde ettiğimiz $14,73 \pm 6,47$ MPa'lık değere yakındır. Bu değerler dışında, araştırmacılar çok daha düşük (47,56,97,163) veya yüksek (109) değerler bulmuşlardır. Bishara ve ark. (20,86,89,92), yaptıkları çalışmalarda 5 mm/dk.'lık bıçak hızı kullanarak, $10,4 \pm 2,8$ MPa değer elde etmişlerdir. Bağ kuvveti ile bıçak hızı arasında ters orantı olduğundan elde edilen değerlerin bizim çalışmamızdakine yakın olduğu düşünülmüştür.

Çalışmamızda kullandığımız Transbond™ XT ve Transbond™ Plus Self Etching Primer de birçok çalışmada kullanılmıştır (8,15,24,55,56,70,98-100,104,106,115,118,130). Bu çalışmalardan bizimle aynı bıçak hızını kullanan Büyükyılmaz ve ark. (56), yaptığı çalışmada bağ kuvvetini ($16 \pm 4,5$ MPa) olarak bulmuşlardır. Bu değer çalışmamızdaki $14,73 \pm 6,47$ MPa'lık değere yakındır. Ayrıca sıyırma hızı olarak 1 mm/dk. kullanan bazı çalışmalardaki sonuçlar da çalışmamızdakilerle benzerdir(55,106). Bishara ve ark. (88), yaptığı iki ayrı çalışmanın birinde farklı bıçak hızı kullanmış, diğesinde ise braketleri yapıştırdıktan 30 dakika sonra koparma işlemini gerçekleştirmiştir. Bu nedenle elde ettikleri koparma değerleri çalışmamız ile kıyaslanamamıştır.

Literatürle çalışmamızla benzer olarak sığır alt keser dişi ve Light Bond™ kullanan Pseiner ve ark.(164) bağ kuvvetini $22,1 \pm 3,9$ MPa olarak bulmuşlardır. Bu değer çalışmamızdaki bağ değeri olan 19,45 MPa'a yakındır. Sığır alt keser diş kullanan diğer bir çalışmada ise Light Bond™ bağ kuvveti $4,74 \pm 2,23$ MPa olarak belirtilmiştir (165). Premolar diş kullanan çalışmalarda ise bağ kuvveti 14,93 MPa ile 18,46 MPa arasında değişmektedir(166-168). Bu farklılıkların insan premolar dişi

kullanılmasından ve az sayıda örnek kullanılmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Literatür taramasında sığır dişlerinde Rely·a·Bond® kullanan çalışmaya rastlanılmamıştır. Çalışmamızla benzer sonuçları olan ancak premolar dişlerde yapılan çalışmalarda bağ kuvvetini, Sharma ve ark.(169) $12,26 \pm 1,88$ MPa ve Soris ve ark.(170) $16,77 \pm 0,9$ MPa olarak belirtmişlerdir. Abdelraby ve Al-Wakeel EES (171) ise bağ değerini $7,8 \pm 8,8$ MPa olarak bulmuşlardır. Bu değer çalışmamızdaki $18,28 \pm 8,37$ MPa olan bağ kuvvetine kıyasla oldukça düşüktür.

Şu ana kadar literatürdeki çalışmaları, bağ kuvvetleri açısından çalışmamızla karşılaştırdık. Bu kısımdan sonra ise bu çalışmaları kendi içlerindeki istatistiksel farklılıklar açısından çalışmamızla karşılaştıracğız. Ancak literatürde, Light Bond™, Rely·a·Bond® ve Transbond™ XT kompozitlerin bağ kuvvetlerini aynı çalışma içerisinde birbirleriyle kıyaslayan başka çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle karşılaştırmalar bu kompozitlerden herhangi ikisini kullanan çalışmalarla yapılmıştır.

Literatür taraması sonucunda, ışınla sertleşen Light Bond™ ile kimyasal olarak sertleşen Rely·a·Bond®'un karşılaştırıldığı çalışmaya rastlanılmamıştır. Kimyasal ve ışınla sertleşen adezivlerin karşılaştırıldığı bir çalışmada kimyasal olarak sertleşen adezivlerin bağ kuvvetinin daha yüksek olduğu bulunmuştur(172). Bizim çalışmamızda da kimyasal olarak sertleşen Rely·a·Bond® uygulanan braketlerin bağ kuvveti, ışınla sertleşen Light Bond™ ile kıyaslandığında düşük bulunmuştur. Ancak ikisi arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0,05$). Sharma ve ark.(169) çalışmalarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulmasalar da Rely·a·Bond®'un bağ kuvvetinin Transbond™ XT'den yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Abdelnaby ve Al-Wakeel EES (171) ise çalışmalarında Rely·a·Bond®'un bağ kuvvetini Transbond™ XT'den daha düşük olduğunu belirtmişlerdir ($p = 0,0001$). Lowder ve ark. (166) ile Vicente ve ark. (51)'nin yaptığı çalışmada olduğu gibi(sırasıyla $p < 0,05$ ve $p = 0,001$) bizim çalışmamızda da Light Bond™ grubu ile Transbond™ XT grubu arasında tutuculuk değerleri açısından anlamlı fark bulunmuştur. ($p < 0,05$). Light Bond™ grubu daha iyi tutunmuştur. Fakat diğer çalışmalarda bu iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır(164,168).

Braketlerin koparma testleri yapıldıktan sonra diş üzerinde kalan yapıştırıcı miktarının değerlendirilmesi çeşitli indeksler oluşturulmuştur:

Artun ve Bergland'ın (173) indeksi:

- 0: diş üzerinde hiç yapıştırıcı yok,
- 1: Yapıştırıcının %0'ı ile %50'si arası diş üzerinde
- 2: yapıştırıcının %50'si ile %100'ü arası diş üzerinde;
- 3: yapıştırıcının tamamı diş üzerinde yer almaktadır.

Bishara ve Trulove'ın(174) indeksi:

- 1: yapıştırıcının tamamı diş üzerinde
- 2: yapıştırıcının %100'ü ile %90'ı arası diş üzerinde
- 3: yapıştırıcının %90'ı ile %10'u arası diş üzerinde
- 4: yapıştırıcının %10'u ile %0'ı arası diş üzerinde
- 5: diş üzerinde hiç yapıştırıcı bulunmamaktadır.

3 sınıflama içeren indeksi kullanmış olanlar (35, 41, 51, 55, 67, 68, 70, 86, 93, 94, 96, 98, 100, 102, 104, 106, 108, 109, 118, 119, 125, 127, 175) olduğu gibi 5 sınıflama içeren indeksi kullanmış olanlar (15,20,39,56,65,86,89,91,92,99,107,115) da vardır. Çalışmamızda Artun ve Bergland'ın(173) indeksi tercih edilmiştir.

Light Bond™'un kullanıldığı Pseiner ve ark.(164) ile Lowder ve ark.(166) çalışmasında skor 2 en fazla bulunurken, Vicente ve ark.(168) çalışmasında skor 1 en fazla bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise literatürdeki çalışmalardan farklı en fazla skor 3 bulunmuştur. Bu grupta ayrılma braket ile yapıştırıcı arasında olmuştur.

Rely·a·Bond®'un kullanıldığı çalışmalarda Sharma ve ark.(169)çalışmalarında skor 2 en fazla bulunurken, Abdelnaby ve ark.(171) çalışmasında skor 1,2 ve 3 eşit oranda yüksek bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise kopma yapıştırıcı içerisinde olup,en fazla skor 1 bulunmuştur.

Transbond™ XT'nin Transbond™ Plus Self Etching Primer grubu ile kullanıldığı çalışmalarda ise, araştırmacılar kopma eğiliminin daha çok mineyle yapıştırıcı arasında olduğunu bulmuşlardır (55,70,98,100,104,106,118). Çalışmamızda da benzer sonuçlar elde edilmiştir. Örneklerin %57'sinde skor 1 ve %43'ünde skor 0 bulunmuştur. Farklı olarak Eminkahyagil ve ark. (115) ile Büyükyılmaz ve ark. (56), yaptıkları çalışmalarda kopma eğiliminin daha çok yapıştırıcıyla braket arasında olduğu bulunmuştur.

Örneklerin kesitlerini SEM ile incelediğimizde, %37'lik fosforik asit uygulamasının, asidik primer uygulamasına göre daha mine yüzeyinden daha derine inen kompozit rezin penetrasyonuna yol açtığını görülmüştür. Transbond™ XT uygulamasında sık ve kısa rezin uzantıları görülmüştür. Aynı bulgular Cal-Neto ve ark. (95) tarafından da elde edilmiştir. Light Bond™ gruplarında ise mine içindeki rezin uzantılarının sık ve boylarının oldukça uzun olduğu görülmüştür. Rely·a·Bond® grubunda, kısa ve oldukça uzun boylu rezin uzantıları mine içine heterojen bir şekilde dağılmıştır. Bazı bölgelerde ise Rely·a·Bond® rezin uzantılarının, Light Bond™ rezin uzantılarından daha uzun olduğu gözlenmiştir.

Çalışmamızdaki görüntülerden ve sıyırma deneyleri sonuçlarından asit kullanılan sistemlerde mine içerisine olan penetrasyonun daha derin ve daha sık olması yapıştırıcının kopmaya karşı olan direncini arttırdığı sonucuna varılmıştır. Koparma testi sonucunda elde edilen MPa değerleri de bunu desteklemektedir.

Asitleme işleminin yapıldığı Rely·a·Bond® ve Light Bond™ grupların SEM görüntüleri kıyaslandığında Rely·a·Bond®'un mine içerisine penetrasyonu Light Bond™'a kıyasla daha fazla olmasına rağmen dağılımı heterojendir. Ayrıca Rely·a·Bond®'un koparma testindeki ortalama değeri de daha düşük bulunmuştur. Bunu destekleyecek şekilde Light Bond™'un ARI skorlamasında da en fazla skor 3 bulunmuşken Rely·a·Bond®'da en fazla skor 1 bulunmuştur. Yani Light Bond™ grubunda yapıştırıcının tamamı dış yüzeyinde kalmıştır. Bu sonuçları değerlendirdiğimizde homojen ve derin penetrasyonun bağlanma kuvvetini arttırdığını sonucuna varılmıştır. ARI skorlamasında skor değeri arttıkça adevizin mineye bağlanma kuvveti artmaktadır. Transbond™ XT grubunda skor 2 ve 3 bulunmamıştır. Ayrıca SEM görüntülerinde de rezin uzantılarının kısa ve sık dağılım gösterdiği, yapıştırıcının derine penetre olamadığı gözlenmiştir. Bu sonuçlarla

uyumlu olarak Transbond™ XT'nin kopma değerlerinin, Rely·a·Bond® ve Light Bond™ ile elde edilen kopma değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu bulunmuştur (p= 0,035). Rely·a·Bond® ve Light Bond™ grubu, Transbond™ XT grubuna göre daha iyi tutunmuştur.



BÖLÜM VI

SONUÇLAR

Çalışmamızda, ortodontide braket yapıştırılmasında kullanılan 3 farklı yapıştırıcı sistem;

1: %37'lik fosforik asit uygulaması+Assure® Plus +Light Bond™

2: %37'lik fosforik asit uygulaması+Assure® Plus +Rely·a·Bond®

3: Transbond™ Plus self etching primer+Transbond™ XT tutunma bağ kuvvetleri ve kopma sonrası diş üzerinde kalan yapıştırıcı miktarı açısından karşılaştırılmıştır. Koparma sonrası elde edilen diş kesitleri, taramalı elektron mikroskopuyla incelenmiş, kesitlerden çekilen fotoğraflar değerlendirilmiştir. Elde edilen bulgulara göre şu sonuçlara varılmıştır;

1. Light Bond™ grubu ile Rely·a·Bond® grubu arasında tutuculuk değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu iki grubun tutuculuk değeri ortodontide istenilen minimum bağ kuvvetinden (5,9-7,8 MPa) oldukça yüksektir.
2. Light Bond™ grubu ile Transbond™ XT grubu arasında tutuculuk değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,05$). Light Bond™ grubu daha iyi tutunmuştur (19,45 MPa).
3. Rely·a·Bond® grubu ile Transbond™ XT grubu arasında tutuculuk değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p = 0,035$). Rely·a·Bond® grubu daha iyi tutunmuştur (18,28 MPa).
4. Mine yüzeyine en iyi bağlanan Light Bond™ (19,45 MPa) olmuştur. Sonra sırasıyla Rely·a·Bond® (18,28 MPa) ve Transbond™ XT (14,73 MPa) gelmiştir.
5. Light Bond™ ile Transbond™ XT ve Light Bond™ ile Rely·a·Bond® arasında kopma mesafeleri değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Ancak Rely·a·Bond® ve Transbond™ XT arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Kopma mesafesi değeri en yüksek olan

yapıştırıcı Rely·a·Bond® olarak bulunmuştur. Bu sonuçlara göre Rely·a·Bond®'un diğer yapıştırıcılara göre daha esnek bir yapıya sahip olduğunu söyleyebiliriz.

6. Kopma sonrası yüzeyde kalan yapıştırıcı miktarı değerlendirildiğinde, tüm gruplarda farklı dağılım bulunmuştur. Light Bond™ grubunda kopmalar daha çok yapıştırıcı ve braket yüzeyi arasında, Rely·a·Bond® grubunda yapıştırıcının kendi içinde, Transbond™ XT grubunda ise adeziv ve mine yüzeyinden olmuştur.
7. Light Bond™ grubunda, mine içindeki rezin uzantılarının sık ve boylarının oldukça uzun olduğu görülmüştür. Mekanik bağlanma amaçlayan kompozit rezin yapıştırıcı sistemlerde, %37'lik fosforik asitle dağlama yapıldığında asidik primere göre mine içinde daha derine inen yapıştırıcı uzantıları izlenmiştir. Bu nedenle penetrasyonun fazla ve belirgin olduğu bu grupta, bağ kuvvetinin de yüksek olduğu bulunmuştur.
8. Rely·a·Bond® grubunda, kısa ve oldukça uzun boylu rezin uzantıları mine içine heterojen bir şekilde dağılmıştır. Bazı bölgelerde ise Rely·a·Bond® rezin uzantılarının Light Bond™ rezin uzantılarından daha uzun olduğu da gözlenmiştir. Mine içerisindeki heterojen dağılımın tespit edildiği bu grupta bağlanma kuvveti Light Bond™ grubuna göre düşüktür fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
9. Transbond™ XT grubu görüntülerinde ise, rezin uzantılarının kısa ve sık dağılım gösterdiği izlenmiştir. %37'lik asitleme aşamasının elimine edildiği asidik primer uygulamasından dolayı yapıştırıcı mine içine derinlere penetre olamamıştır bu durum bağlanma kuvvetinin düşük çıkmasına sebep olmuştur.

KAYNAKLAR

- 1.Grabber LW, Vanarsdall RL, Vig KW, Huang GJ. Orthodontics-E-Book: Current Principles and Techniques: Elsevier Health Sciences; 2016.
- 2.Erbay Ş, Erbay E. Farkli Braket Kaide Tipleri Ile Yapıştırıcıların Kopma Sıklıklarının In Vivo Olarak İncelenmesi-An In Vivo Evaluation Of The Frequency Of Bond Failures Of Different Bracket Bases And Bonding Materials. Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry. 1995;29(3):170-6.
- 3.Murray SD, Hobson RS. Comparison of in vivo and in vitro shear bond strength. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2003;123(1):2-9.
- 4.Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. Journal of dental research. 1955;34(6):849-53.
- 5.Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. American journal of orthodontics. 1965;51(12):901-12.
- 6.Zachrisson BU. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. American journal of orthodontics. 1977;71(2):173-89.
- 7.Sürücü R. Ortodontik Tedavilerde Direkt Braket Yapıştırma Yöntemi. Doktora Tezi Ege Üniversitesi. 1979.
- 8.Grubisa HS, Heo G, Raboud D, Glover KE, Major PW. An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-etching primer. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2004;126(2):213-9.
- 9.Niepraschk M, Rahiotis C, Bradley TG, Eliades T, Eliades G. Effect of various curing lights on the degree of cure of orthodontic adhesives. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2007;132(3):382-4.
- 10.Powers JM, Kim HB, Turner DS, editors. Orthodontic adhesives and bond strengthtesting. Seminars in orthodontics; 1997: 67(2):213-7.
- 11.Yamada R, Hayakawa T, Kasai K. Effect of using self-etching primer for bonding orthodontic brackets. The Angle Orthodontist. 2002;72(6):558-64.
- 12.Minick GT, Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Bracket bond strengths of new adhesive systems. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2009;135(6):771-6.
- 13.Velo S, Carano A. Self-etching vs. traditional bonding systems in orthodontics: an in vitro study. Orthodontics & craniofacial research. 2002;5(3):166-9.

14. Björn U Z. Bonding In Orthodontics. In Graber T.M. And Vanarsdall R. L. Current Principles And Techniques. 1994;2nd Ed.:542-626.
15. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. The Angle orthodontist. 2006;76(1):123-6.
16. Burgess AM, Sherriff M, Ireland AJ. Self-etching primers: is prophylactic pumicing necessary? A randomized clinical trial. The Angle orthodontist. 2006;76(1):114-8.
17. Fitzgerald I, Bradley GT, Bosio JA, Hefti AF, Berzins DW. Bonding with self-etching primers—pumice or pre-etch? An in vitro study. The European Journal of Orthodontics. 2011;34(2):257-61.
18. McNamara JA, Brudon WL, Kokich VG. Orthodontics and dentofacial orthopedics: Needham Press; 2001.
19. Campoy MD, Vicente A, Bravo LA. Effect of saliva contamination on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a self-etching primer. The Angle Orthodontist. 2005;75(5):865-9.
20. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon J, Warren J. Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. The Angle Orthodontist. 2002;72(5):464-7.
21. Bishara SE, Olsen ME, VonWald L, Jakobsen JR. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. 1999;116(1):86-92.
22. Iijima M, Ito S, Yuasa T, Muguruma T, Saito T, Mizoguchi I. Bond strength comparison and scanning electron microscopic evaluation of three orthodontic bonding systems. Dental materials journal. 2008;27(3):392-9.
23. Wang WN, Tarng TH. Evaluation of the sealant in orthodontic bonding. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1991;100(3):209-11.
24. Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Laffoon JF. Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2004;125(3):348-50.
25. Proffit Wr FH. Contemporary Fixed Appliances In: Contemporary Orthodontics. 2000; Third Ed., Mosby:385-417.
26. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences; 2013.

27. Guan L, Chen Z, Qiu J. A study on TF no-mix orthodontic adhesive. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China journal of stomatology*. 1997;15(4):331-2.
28. Adolfsson U, Larsson E, Ögaard B. Bond failure of a no-mix adhesive during orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2002;122(3):277-81.
29. Millett D, Gordon P. A 5-year clinical review of bond failure with a no-mix adhesive (Right on®). *The European Journal of Orthodontics*. 1994;16(3):203-11.
30. Terhune WF, Sydiskis RJ, Davidson WM. In vitro cytotoxicity of orthodontic bonding materials. *American journal of orthodontics*. 1983;83(6):501-6.
31. Thompson L, Miller E, Bowles W. Materials science: leaching of unpolymerized materials from orthodontic bonding resin. *Journal of dental research*. 1982;61(8):989-92.
32. Graber TM, VRVW. *Orthodontics: Current Principles And Techniques*. 2005; 4th Ed, Elsevier Mosby.
33. Gioka C, Bourauel C, Hiskia A, Kletsas D, Eliades T, Eliades G. Light-cured or chemically cured orthodontic adhesive resins? A selection based on the degree of cure, monomer leaching, and cytotoxicity. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2005;127(4):413-9.
34. Keim RG, Nelson AH. . *Study Of Orthodontic Diagnosis And Treatment Procedures*. *J Clin Orthod* 2002; 36:553-68.
35. Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001;119(6):610-6.
36. Tirtha R, Fan P, Dennison J, Powers J. In vitro depth of cure of photo-activated composites. *Journal of dental research*. 1982;61(10):1184-7.
37. Rix D, Foley TF, Banting D, Mamandras A. A comparison of fluoride release by resin-modified GIC and polyacid-modified composite resin. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001;120(4):398-405.
38. Wenderoth CJ, Weinstein M, Borislow AJ. Effectiveness of a fluoride-releasing sealant in reducing decalcification during orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1999;116(6):629-34.

39. Bishara SE, Olsen M, Von Wald L. Comparisons of shear bond strength of precoated and uncoated brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1997;112(6):617-21.
40. Cooper R, Goss M, Hamula W. Direct bonding with light-cured adhesive precoated brackets. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 1992;26(8):477.
41. Cal-Neto JP, Miguel JAM, Zanella E. Effect of a self-etching primer on shear bond strength of adhesive precoated brackets in vivo. *The Angle orthodontist*. 2006;76(1):127-31.
42. Hirani S, Sherriff M. Bonding characteristics of a self-etching primer and precoated brackets: an in vitro study. *The European Journal of Orthodontics*. 2006;28(4):400-4.
43. Verstryne A, Willems G, Ghesquiere A. Clinical comparison of an adhesive precoated vs. an uncoated ceramic bracket system. *Orthodontics & craniofacial research*. 2004;7(1):15-20.
44. Rg. C. *Restorative Dental Materials* St Louis Mo: Mosby. 1997;10th Ed:196 – 8.
45. Wilson AD. A new translucent cement for dentistry: the glass-ionomer cement. *Br Dent J*. 1972;132:133-5.
46. Oggard B. Prevalence of white spot lesions in 19-year-olds: a study on untreated and orthodontically treated persons 5 years treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1989;96:423-7.
47. Grandhi RK, Combe EC, Speidel TM. Shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets with a moisture-insensitive primer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001;119(3):251-5.
48. Choo SC, Ireland A, Sherriff M. An in vivo investigation into the use of resin-modified glass poly (alkenoate) cements as orthodontic bonding agents. *The European Journal of Orthodontics*. 2001;23(4):403-9.
49. Kiremitçi A, Altıncı P. Self-Etch Adeziv Sistemlerde Güncel Gelişmeler Bölüm I: Farklı Özelliklerde Diş Sert Dokularına Bağlanma Etkinliği. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2008;32(4):33-48.
50. Çilingir AÇ, Gömeç Y. Self-adesif reçine simanlar self-adhesive resin cements. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*. 2008;42(3-4):31.
51. Vicente A, Bravo LA, Romero M, José Ortiz A, Canteras M. A comparison of the shear bond strength of a resin cement and two orthodontic resin adhesive systems. *The Angle Orthodontist*. 2005;75(1):109-13.

52. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research*. 2005;84(2):118-32.
53. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry*, University of Washington. 2003;28(3):215-35.
54. Fjeld M, Øgaard B. Scanning electron microscopic evaluation of enamel surfaces exposed to 3 orthodontic bonding systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2006;130(5):575-81.
55. Cacciafesta V, Sfondrini MF, De Angelis M, Scribante A, Klersy C. 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*. 2003;123(6):633-40.
56. Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman AI. Effect of self-etching primers on bond strength—are they reliable? *The Angle orthodontist*. 2003;73(1):64-70.
57. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental materials journal*. 2005;24(1):1-13.
58. Attar N, Taner TU, Tülümen E, Korkmaz Y. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded using conventional vs one and two step self-etching/adhesive systems. *The Angle Orthodontist*. 2007;77(3):518-23.
59. Kusy RP, O'grady P. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: part II—the active configuration. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2000;118(6):675-84.
60. Kusy RP, Whitley JQ. Degradation of plastic polyoxymethylene brackets and the subsequent release of toxic formaldehyde. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2005;127(4):420-7.
61. Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM. In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1994;106(3):265-72.
62. Liu J-K, Chang L-T, Chuang S-F, Shieh D-B. Shear bond strengths of plastic brackets with a mechanical base. *The Angle orthodontist*. 2002;72(2):141-5.

- 63.Karamouzou A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1997;112(1):34-40.
- 64.Fernandez L, Canut JA. In vitro comparison of the retention capacity of new aesthetic brackets. *The European Journal of Orthodontics*. 1999;21(1):71-7.
- 65.Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G. 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*. 2001;119(1):30-5.
- 66.Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*. 2000;21(13):1379-85.
- 67.Klocke A, Korbmacher HM, Huck LG, Ghosh J, Kahl-Nieke B. Plasma arc curing of ceramic brackets: an evaluation of shear bond strength and debonding characteristics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;124(3):309-15.
- 68.Klocke A, Korbmacher HM, Huck LG, Kahl-Nieke B. Plasma arc curing lights for orthodontic bonding. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2002;122(6):643-8.
- 69.Oesterle LJ, Shellhart WC. Bracket bond strength with transillumination of a light-activated orthodontic adhesive. *The Angle Orthodontist*. 2001;71(4):307-11.
- 70.Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, De Angelis M, Klersy C. Effect of blood contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional and self-etching primers. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2004;125(3):357-60.
- 71.Uzel A, Buyukyilmaz T, Kayalioglu M, Uzel I. Temperature rise during orthodontic bonding with various light-curing units—an in vitro study. *The Angle Orthodontist*. 2006;76(2):330-4.
- 72.Anderson AM, Kao E, Gladwin M, Benli O, Ngan P. The effects of argon laser irradiation on enamel decalcification: An in vivo study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2002;122(3):251-9.
- 73.Noel L, Rebellato J, Sheats RD. The effect of argon laser irradiation on demineralization resistance of human enamel adjacent to orthodontic brackets: an in vitro study. *The Angle Orthodontist*. 2003;73(3):249-58.

74. Bulucu B, Ertaş E, Mete Ö. In-vitro deneylerde kullanılan dişlerin çekim sonrası bekletilme süresinin değerlendirilmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2000;2(3).
75. Tosun G, Şener Y, Şengün A. Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Haccetepe Üniv Dişhek Fak Derg*. 2005;29:2-6.
76. Çağlaroğlu M, Çatalbaş B, Gelgör E. Farklı Yöntemlerle Pürüzlendirilmiş Mine Yüzeylerinin Fotoğrafik Görüntülerinin Karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2012;2012(2).
77. Aljubouri Y, Millett D, Gilmour W. Six and 12 months' evaluation of a self-etching primer versus two-stage etch and prime for orthodontic bonding: a randomized clinical trial. *The European Journal of Orthodontics*. 2004;26(6):565-71.
78. Aljubouri Y, Millett D, Gilmour WH. Laboratory evaluation of a self-etching primer for orthodontic bonding. *The European Journal of Orthodontics*. 2003;25(4):411-5.
79. Tuncer C, Tuncer BB, Ulusoy Ç. Effect of fluoride-releasing light-cured resin on shear bond strength of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;135(1):14. e1-. e6.
80. David VA, Staley RN, Bigelow HF, Jakobsen JR. Remnant amount and cleanup for 3 adhesives after debracketing. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2002;121(3):291-6.
81. Little RA. A study into the effects of different ligation techniques on mandibular incisor alignment: University of Birmingham; 2016.
82. McLaughlin RP, Bennett JC. Evolution of treatment mechanics and contemporary appliance design in orthodontics: A 40-year perspective. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2015;147(6):654-62.
83. Mews L, Kern M, Ciesielski R, Fischer-Brandies H, Koos B. Shear bond strength of orthodontic brackets to enamel after application of a caries infiltrant. *The Angle Orthodontist*. 2014;85(4):645-50.
84. Nassif CE, Cotrim-Ferreira A, Conti ACCF, Valarelli DP, de Almeida Cardoso M, de Almeida-Pedrin RR. Comparative study of root resorption of maxillary incisors in patients treated with lingual and buccal orthodontics. *The Angle Orthodontist*. 2017.

85. Ajlouni R, Bishara SE, Oonsombat C. Effect of water storage on the shear bond strength of a cyanoacrylate adhesive: clinical implications. *World journal of orthodontics*. 2004;5(3).
86. Bishara SE, Gordan VV, VonWald L, Jakobsen JR. Shear bond strength of composite, glass ionomer, and acidic primer adhesive systems. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1999;115(1):24-8.
87. Bishara SE, Gordan VV, VonWald L, Olson ME. Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1998;114(3):243-7.
88. Bishara SE, Laffoon JF, VonWald L, Warren J. Effect of time on the shear bond strength of cyanoacrylate and composite orthodontic adhesives. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2002;121(3):297-300.
89. Bishara SE, Laffoon JF, VonWald L, Warren JJ. Evaluation of nonrinse conditioning solution and a compomer as an alternative method of bonding orthodontic bracket. *The Angle Orthodontist*. 2001;71(6):461-5.
90. Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ. Effect of changing a test parameter on the shear bond strength of orthodontic brackets. *The Angle orthodontist*. 2005;75(5):832-5.
91. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of using a new cyanoacrylate adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*. 2001;71(6):466-9.
92. Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1999;116(6):616-20.
93. Al-Munajed MK, Gordon P, McCabe J. The use of a cyanoacrylate adhesive for bonding orthodontic brackets: an ex-vivo study. *Journal of orthodontics*. 2000;27(3):255-60.
94. Cal-Neto JP, Carvalho F, Almeida RCC, Miguel JAM. Evaluation of a new self-etching primer on bracket bond strength in vitro. *The Angle orthodontist*. 2006;76(3):466-9.
95. Cal-Neto JP, Miguel JAM. Scanning electron microscopy evaluation of the bonding mechanism of a self-etching primer on enamel. *The Angle orthodontist*. 2006;76(1):132-6.

- 96.Hobson RS, Ledvinka J, Meechan JG. The effect of moisture and blood contamination on bond strength of a new orthodontic bonding material. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001;120(1):54-7.
- 97.Kula K, Nash T, Purk J. Shear–peel bond strength of orthodontic primers in wet conditions. *Orthodontics & craniofacial research*. 2003;6(2):96-100.
- 98.Larmour C, Stirrups D. An ex vivo assessment of a bonding technique using a self-etching primer. *Journal of Orthodontics*. 2003.
- 99.Rajagopal R, Padmanabhan S, Gnanamani J. A comparison of shear bond strength and debonding characteristics of conventional, moisture-insensitive, and self-etching primers in vitro. *The Angle orthodontist*. 2004;74(2):264-8.
- 100.Romano FL, Tavares SW, Nouer DF, Consani S, Magnani MBBA. Shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded to enamel prepared with self-etching primer. *The Angle Orthodontist*. 2005;75(5):849-53.
- 101.Sayinsu K, Isik F, Sezen S, Aydemir B. New protective polish effects on shear bond strength of brackets. *The Angle Orthodontist*. 2006;76(2):306-9.
- 102.Schaneveldt S, Foley TF. Bond strength comparison of moisture-insensitive primers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2002;122(3):267-73.
- 103.Sorel O, El Alam R, Chagneau F, Cathelineau G. Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2002;122(3):260-6.
- 104.Trites B, Foley TF, Banting D. Bond strength comparison of 2 self-etching primers over a 3-month storage period. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2004;126(6):709-16.
- 105.Vicente A, Bravo LA, Romero M. Influence of a nonrinse conditioner on the bond strength of brackets bonded with a resin adhesive system. *The Angle orthodontist*. 2005;75(3):400-5.
- 106.Zepieri IL, Chung C-H, Mante FK. Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching primers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;124(4):414-9.
- 107.Cacciafesta V, Sfondrini MF, Klersy C, Sfondrini G. Polymerization with a micro-xenon light of a resin-modified glass ionomer: a shear bond strength study 15 minutes after bonding. *The European Journal of Orthodontics*. 2002;24(6):689-97.

108. Coups-Smith K, Rossouw P, Titley K. Glass ionomer cements as luting agents for orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*. 2003;73(4):436-44.
109. Webster MJ, Nanda RS, Duncanson MG, Khajotia SS, Sinha PK. The effect of saliva on shear bond strengths of hydrophilic bonding systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001;119(1):54-8.
110. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *Journal of dental research*. 1983;62(10):1076-81.
111. Fowler C, Swartz M, Moore B, Rhodes B. Influence of selected variables on adhesion testing. *Dental Materials*. 1992;8(4):265-9.
112. Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK. The use of bovine enamel in bonding studies. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1998;114(5):514-9.
113. Aboush Y, Tareen A, Elderton R. Resin-to-enamel bonds: effect of cleaning the enamel surface with prophylaxis pastes containing fluoride or oil. *British dental journal*. 1991;171(7):207-9.
114. Bezerra GL, Torres CRG, Tonetto MR, Borges AH, Kuga MC, Bandeca MC, et al. Shear bond strength of orthodontic brackets fixed with remineralizing adhesive systems after simulating one year of orthodontic treatment. *The Scientific World Journal*. 2015;2015.
115. Eminkahyagil N, Korkmaz Y, Gokalp S, Baseren M. Shear bond strength of orthodontic brackets with newly developed antibacterial self-etch adhesive. *The Angle Orthodontist*. 2005;75(5):843-8.
116. Girme TS, Bidarkar M, Agrawal J, Agrawal M, Fulari S, Kagi V, et al. Effect of Temperature Variation on Orthodontic Composite: An In Vitro Study. *International Journal Of Scientific Study*. 2017;4(12):146-50.
117. Stein S, Hellak A, Schauseil M, Korbmacher-Steiner H, Braun A. Effects of 445-nm Diode Laser-Assisted Debonding of Self-Ligating Ceramic Brackets on Shear Bond Strength. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2017.
118. Arnold RW, Combe EC, Warford JH. Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self-etching primer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2002;122(3):274-6.
119. James JW, Miller BH, English JD, Tadlock LP, Buschang PH. Effects of high-speed curing devices on shear bond strength and microleakage of orthodontic

brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;123(5):555-61.

120.El Alam R, Sorel O, Cathelineau G. Comparison morphologique de l'intrados des bases de différentes attaches orthodontiques métalliques observées au microscope électronique abalaye. *Orthod Fr*. 1997;68:355.

121.Eslamian L, Borzabadi-Farahani A, Tavakol P, Tavakol A, Amini N, Lynch E. Effect of multiple debonding sequences on shear bond strength of new stainless steel brackets. *Journal of orthodontic science*. 2015;4(2):37.

122.Flores T, Mayoral JR, Giner L, Puigdollers A. Comparison of enamel-bracket bond strength using direct-and indirect-bonding techniques with a self-etching ion releasing S-PRG filler. *Dental materials journal*. 2015;34(1):41-7.

123.Gorucu-Coskuner H, Yazici AR, Gorucu J, Usumez A, Kara O. The effect of different in-office bleaching techniques and etching procedures on bond strength of orthodontic brackets. *Journal of Adhesion Science and Technology*. 2017;31(15):1691-9.

124.Trakiniene G, Daukontiene S, Jurenas V, Svalkauskiene V, Smailiene D, Lopatiene K, et al. The effect of the teeth bleaching with 35% hydrogen peroxide on the tensile bond strength of metal brackets. *Scientific Reports*. 2017;7.

125.Staudt CB, Mavropoulos A, Bouillaguet S, Kiliaridis S, Krejci I. Light-curing time reduction with a new high-power halogen lamp. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2005;128(6):749-54.

126.Bin Abdullah MS, Rock W. The effect of etch time and debond interval upon the shear bond strength of metallic orthodontic brackets. *British journal of orthodontics*. 1996;23(2):121-4.

127.Klocke A, Kahl-Nieke B. Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2006;129(2):261-5.

128.Wang WN, Lu TC. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1991;100(1):72-9.

129.Signorelli MD, Kao E, Ngan PW, Gladwin MA. 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*. 2006;129(2):277-82.

130. Dorminey JC, Dunn WJ, Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and-primer technique. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;124(4):410-3.
131. Kao E, Eliades T, Rezvan E, Johnston W. Torsional bond strength and failure pattern of ceramic brackets bonded to composite resin laminate veneers. *The European Journal of Orthodontics*. 1995;17(6):533-40.
132. Eliades T, Viazis AD, Eliades G. Bonding of ceramic brackets to enamel: morphologic and structural considerations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1991;99(4):369-75.
133. Jenkins GN. *The physiology of the mouth*. . Blackwell Sci Pub, Oxford. 1978.
134. Sadowsky P, Retief D, Cox P, Hernandez-Orsini R, Rape W, Bradley E. Effects of etchant concentration and duration on the retention of orthodontic brackets: an in vivo study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1990;98(5):417-21.
135. Sheen DH, Wang WN, Tarng TH. Bond strength of younger and older permanent teeth with various etching times. *The Angle orthodontist*. 1993;63(3):225-30.
136. Bhad WA, Hazarey PV. Scanning electron microscopic study and shear bond strength measurement with 5% and 37% phosphoric acid. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1995;108(4):410-4.
137. Shinci M, Soma K, Nakabayashi N. The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photo-cured resin to acid-etched enamel. *Dental Materials*. 2000;16(5):324-9.
138. Bishara SE, Fehr DE, Jakobsen JR. A comparative study of the debonding strengths of different ceramic brackets, enamel conditioners, and adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1993;104(2):170-9.
139. Dickinson PT, Powers JM. Evaluation of fourteen direct-bonding orthodontic bases. *American Journal of Orthodontics*. 1980;78(6):630-9.
140. Matasa CG. Metal strength of direct bonding brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1998;113(3):282-6.
141. Wang WN, Li CH, Chou TH, Wang DDH, Lin LH, Lin CT. Bond strength of various bracket base designs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2004;125(1):65-70.

142. Arici S, Caniklioglu CM, Arici N, Ozer M, Oguz B. Adhesive thickness effects on the bond strength of a light-cured resin-modified glass ionomer cement. *The Angle orthodontist*. 2005;75(2):254-9.
143. Bulut H, Türkün M, Türkün LŞ, Işinsal E. Evaluation of the shear bond strength of 3 curing bracket bonding systems combined with an antibacterial adhesive. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;132(1):77-83.
144. Soderquist SA, Drummond JL, Evans CA. Bond strength evaluation of ceramic and stainless steel bracket bases subjected to cyclic tensile loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2006;129(2):175. e7-. e12.
145. Musanje L, Darvell B. Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dental Materials*. 2003;19(6):531-41.
146. Jassem H, Retief D, Jamison H. Tensile and shear strengths of bonded and rebonded orthodontic attachments. *American journal of orthodontics*. 1981;79(6):661-8.
147. Eustaquio R, Garner LD, Moore BK. Comparative tensile strengths of brackets bonded to porcelain with orthodontic adhesive and porcelain repair systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1988;94(5):421-5.
148. Hayakawa T, Horie K, Aida M, Kanaya H, Kobayashi T, Murata Y. The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. *Dental Materials*. 1992;8(4):238-40.
149. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1994;72(4):355-9.
150. Zachrisson YO, Zachrisson BU, Büyükyılmaz T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1996;109(4):420-30.
151. Chung CH, Friedman SD, Mante FK. Shear bond strength of rebonded mechanically retentive ceramic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2002;122(3):282-7.
152. Cochran D, O'Keefe KL, Turner DT, Powers JM. Bond strength of orthodontic composite cement to treated porcelain. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1997;111(3):297-300.

153. Gillis I, Redlich M. The effect of different porcelain conditioning techniques on shear bond strength of stainless steel brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1998;114(4):387-92.
154. Kocadereli Il, Canay Ş, Akça K. Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets bonded to porcelain surfaces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001;119(6):617-20.
155. Nebbe B, Stein E. Orthodontic brackets bonded to glazed and deglazed porcelain surfaces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1996;109(4):431-6.
156. Bishara SE, Ostby AW, Laffoon JF, Warren J. Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling: a new self-etch primer and a resin-modified glass ionomer. *The Angle orthodontist*. 2007;77(2):337-41.
157. Read M, Ferguson J, Watts D. Direct bonding: crystal growth as an alternative to acid-etching? *The European Journal of Orthodontics*. 1986;8(2):118-22.
158. Atalay C, Yazici A, Horuztepe A, Nagas E, Ertan A, Ozgunaltay G. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with bulk fill, bulk fill flowable, fiber-reinforced, and conventional resin composite. *Operative dentistry*. 2016;41(5):E131-E40.
159. Colak H, Ercan E, Hamidi MM. Shear bond strength of bulk-fill and nano-restorative materials to dentin. *European journal of dentistry*. 2016;10(1):40.
160. Güngör MB, Nemli SK, Bal BT, Ünver S, Doğan A. Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *The journal of advanced prosthodontics*. 2016;8(4):259-66.
161. Ozkir SE, Yilmaz B, Kurkcuoglu I, Culhaoglu A, Unal SM. Surface roughness and adaptation of different materials to secure implant attachment housings. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;117(1):87-92.
162. Pamukçu H. İndirekt yapıştırma tekniğinde kullanılan yapıştırıcıların bağlanma dayanıklılıklarının in vitro ve in vivo karşılaştırılması. 2016.
163. Asgari S, Salas A, English J, Powers J. Clinical evaluation of bond failure rates with a new self-etching primer. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 2002;36(12):687.
164. Pseiner BC, Freudenthaler J, Jonke E, Bantleon H-P. Shear bond strength of fluoride-releasing orthodontic bonding and composite materials. *The European Journal of Orthodontics*. 2010;32(3):268-73.

- 165.Reicheneder CA, Gedrange T, Lange A, Baumert U, Proff P. Shear and tensile bond strength comparison of various contemporary orthodontic adhesive systems: an in-vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;135(4):422. e1-. e6.
- 166.Lowder PD, Foley T, Banting DW. Bond strength of 4 orthodontic adhesives used with a caries-protective resin sealant. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;134(2):291-5.
- 167.Summers A, Kao E, Gilmore J, Gunel E, Ngan P. Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified glass ionomer adhesive: an in vitro and in vivo study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2004;126(2):200-6.
- 168.Vicente A, Bravo LA, Romero M, Ortíz AJ, Canteras M. Effects of 3 adhesion promoters on the shear bond strength of orthodontic brackets: an in-vitro study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2006;129(3):390-5.
- 169.Sharma S, Tandon P, Nagar A, Singh GP, Singh A, Chugh VK. A comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with four different orthodontic adhesives. *Journal of orthodontic science*. 2014;3(2):29.
- 170.Sonis AL. Air abrasion of failed bonded metal brackets: a study of shear bond strength and surface characteristics as determined by scanning electron microscopy. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1996;110(1):96-8.
- 171.Abdelnaby YL, Al-Wakeel EES. Effect of early orthodontic force on shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different adhesive systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;138(2):208-14.
- 172.Toledano M, Osorio R, Osorio E, Romeo A, De la Higuera B, García-Godoy F. Bond strength of orthodontic brackets using different light and self-curing cements. *The Angle orthodontist*. 2003;73(1):56-63.
- 173.Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *American journal of orthodontics*. 1984;85(4):333-40.
- 174.Bishara SE, Ortho D, Truiove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study: Part I. Background and methods. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1990;98(2):145-53.

175.Silverstone LM. The Effect of Fluoride in the Remineralization of Enamel Caries and Caries-Like Lesions in Vitro. Journal of public health dentistry. 1982;42(1):42-53.



ÖZGEÇMİŞ

09.02.1988 tarihinde Dalaman'da doğdum. 2002 yılında Dalaman Cumhuriyet İlköğretim Okulu'nu, 2006 yılında Dalaman Anadolu Lisesi'ni bitirdim. 2007 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni kazandım ve 2012 yılında aynı fakülteden mezun oldum. 2013 yılı Aralık ayında, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda Uzmanlık eğitimime başladım.