

T.C  
EGE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RENK DEĞİŞTİREBİLEN ORTODONTİK YAPIŞTIRICI KULLANIMININ  
BRAKET ETRAFINA TAŞAN KOMPOZİT MİKTARINA ETKİSİNİN  
TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU İLE İNCELENMESİ

Ortodonti Anabilim Dalı Programı

Uzmanlık Tezi

Diş Hekimi  
Tuğçe ALTAŞ

DANIŞMAN  
Prof. Dr. Özlem SEÇKİN

İZMİR

2018

T.C  
EGE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RENK DEĞİŞTİREBİLEN ORTODONTİK YAPIŞTIRICI KULLANIMININ  
BRAKET ETRAFINA TAŞAN KOMPOZİT MİKTARINA ETKİSİNİN  
TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU İLE İNCELENMESİ

Ortodonti Anabilim Dalı Programı

Uzmanlık Tezi

Diş Hekimi  
Tuğçe ALTAŞ

DANIŞMAN  
Prof. Dr. Özlem SEÇKİN

İZMİR

2018

## DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

(Adı Soyadı)

(İmza)

Başkan(Danışman) Prof. Dr. Özlem Seçkin .....

Üye Prof. Dr. Münire Ece Sabah .....

Üye Doç. Dr. İlknur Veli .....

Yedek Üye Prof. Dr. Aslıhan Mediha Erdinç .....

Yedek Üye Prof. Dr. Törün Özer .....

Uzmanlık tezinin kabul edildiği tarih:  
.....07.03.2018.....

## ÖNSÖZ

Ortodonti eğitimim boyunca bana büyük emeği geçen ve her konuda yol gösterici olan, değerli hocam ve tez danışmanım sayın Prof. Dr. Özlem Seçkin ve başta Anabilim Dalı Başkanı'mız Sayın Prof. Dr. Servet Doğan olmak üzere Anabilim Dalı'mızın tüm değerli öğretim üyeleri ve yardımcılarına;

Çalışmam sırasında yardım ve desteklerinden dolayı İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Merkezi Laboratuvarı görevlisi uzman Evren Çulcular' a;

Beş yıl boyunca çalışma hayatımı paylaştığım asistan arkadaşlarıma ve desteklerini esirgemeyen dostlarıma;

Bugünlere gelmemi sağlayan ve her anımda yanımda olan sevgili ailem ve eşime ;

Bana hayattaki en değerli ünvanı veren bir tanecik oğlum Barış'a teşekkürlerimi sunarım.

İzmir, 2018

Tuğçe Altaş

## İçindekiler

<b>ÖNSÖZ</b> .....	<b>I</b>
<b>İçindekiler</b> .....	<b>II</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	<b>V</b>
<b>RESİMLER DİZİNİ</b> .....	<b>VI</b>
<b>KISALTMALAR</b> .....	<b>VIII</b>
<b>ÖZET</b> .....	<b>IX</b>
<b>1 GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	<b>1</b>
<b>2 GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
<b>2.1 Mine yüzeyinin yapıştırma işlemi için hazırlanması</b> .....	<b>3</b>
2.1.1 Yüzeyin temizlenmesi .....	3
2.1.2 Nem kontrolü.....	3
2.1.3 Minenin asitlenmesi.....	4
<b>2.2 Örtücüler, neme duyarlı primerler ve kendinden asitli primerler</b> .....	<b>5</b>
2.2.1 Örtücüler.....	5
2.2.2 Neme duyarlı primerler .....	6
2.2.3 Kendinden asitli primerler .....	6
<b>2.3 Braketlerin yapıştırılması</b> .....	<b>7</b>
2.3.1 Transfer.....	8
2.3.2 Pozisyonlandırma.....	8
2.3.3 Uyumlandırma .....	9

2.3.4	Taşkın kompozitin temizlenmesi.....	9
<b>2.4</b>	<b>Ortodontik yapıştırıcıların tarihçesi.....</b>	<b>9</b>
<b>2.5</b>	<b>Yapıştırıcı tipleri ve özellikleri .....</b>	<b>15</b>
2.5.1	Kimyasal sertleşen yapıştırıcılar .....	15
2.5.2	Işıkla sertleşen/kimyasal sertleşen yapıştırıcılar .....	15
2.5.3	Çift polimerize olan yapıştırıcılar .....	16
2.5.4	Kendinden yapıştırıcılı braketler .....	17
2.5.5	Işık ile renk değiştiren (photochromatic) yapıştırıcılar .....	17
2.5.6	Isı ile renk değiştiren yapıştırıcılar .....	18
2.5.7	Anti bakteriyel yapıştırıcılar .....	19
2.5.8	Akışkan kompozitler.....	19
2.5.9	Cam iyonomer yapıştırıcılar .....	20
2.5.10	Siyanoakrilatlar .....	21
2.5.11	Ormoserler (Organically Modified Ceramics).....	22
<b>2.6</b>	<b>Taramalı elektron mikroskobunun (sem) çalışma prensibi .....</b>	<b>22</b>
<b>2.7</b>	<b>Braketler etrafında kalan taşkın kompozit ile ilişkili risk faktörleri .....</b>	<b>26</b>
<b>3</b>	<b>MATERYAL VE METOT.....</b>	<b>28</b>
3.1	Çalışmamızda kullanılan dişler .....	28
3.2	Dişlerin saklanma koşulları .....	28
3.3	Dişlerin braket yapıştırılma işlemine hazırlanması.....	29
3.4	Çalışmamızda kullanılan braketler .....	30

<b>3.5</b>	<b>Braketlerin dişlere yapıştırılması.....</b>	<b>31</b>
<b>3.6</b>	<b>Çalışmamızda kullanılan yapıştırıcı sistemleri .....</b>	<b>32</b>
3.6.1	Transbond™ XT (3M Unitek) + Transbond™ XT Light Cure Adhesive Primer (3M Unitek) Grubu	33
3.6.2	Grēngloo™ (Ormco) + Ortho Solo™ Primer (Ormco) grubu.....	35
<b>3.7</b>	<b>Örneklerin taramalı elektron mikroskobu ile incelenmesi.....</b>	<b>35</b>
<b>3.8</b>	<b>Taşan kompozit miktarının belirlenmesi.....</b>	<b>39</b>
<b>3.9</b>	<b>İstatistiksel değerlendirme .....</b>	<b>42</b>
<b>4</b>	<b><i>BULGULAR</i> .....</b>	<b>43</b>
4.1	Taşma miktarı ile ilgili bulgular .....	43
<b>5</b>	<b><i>TARTIŞMA</i>.....</b>	<b>46</b>
<b>6</b>	<b><i>SONUÇ VE ÖNERİLER</i>.....</b>	<b>55</b>
<b>7</b>	<b><i>KAYNAKLAR</i>.....</b>	<b>56</b>
<b>EKLER</b>		
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>		

## TABLÖLAR DİZİNİ

TABLO 3.1 ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN YAPIŞTIRICI SİSTEMLERİ VE İÇERİKLERİ .....	32
TABLO 4.1 GRUPLARIN TAŞMA MİKTARI DEĞERLERİ .....	43
TABLO 4.2 STUDENT'S T-TESTİ SONUÇLARI .....	44





## RESİMLER DİZİNİ

ŞEKİL 2-1. ORTODONTİK YAPIŞTIRICILARIN TARİHÇESİ.) .....	11
ŞEKİL 2-2 YOĞUNLAŞTIRICI ELEKTROMANYETİK MERCEKLE (CONDENSER LENSE) TOPLANAN, OBJEKTİF MERCEKLE ODAKLANAN ELEKTRON DEMETİ, YİNE ELEKTROMANYETİK SAPTIRICI BOBİNLERLE ÖRNEK YÜZEYİNDE TARAMA İŞLEMİNİ (SCANNİNG) GERÇEKLEŞTİR (87).....	23
ŞEKİL 2-3 SAÇILMA ELEKTRONLARI, YÜZEYİN DERİN BÖLGELERİNDEN GELEN DAHA YÜKSEK ENERJİLİ ELEKTRONLARDIR (87). .....	24
ŞEKİL 2-4 ORTAYA ÇIKAN KARAKTERİSTİK X IŞINI, SEM 'DE İNCELENEN MALZEMENİN ELEMENT BAKIMINDAN MUHTEVASININ NİTEL VE NİCEL OLARAK TESPİT EDİLMESİNE YARDIMCI OLUR.....	25
ŞEKİL 3-1 ÇEKİLEN DİŞLERİN BEKLETİLDİĞİ % 0,1 TİMOL SOLÜSYONU İÇEREN CAM ŞİŞE.....	29
ŞEKİL 3-2 DİŞLERİN BUKKOLİNGUAL VE OKLUZOGİNGIVAL YÖNDE KISALTILMASI. ....	29
ŞEKİL 3-3 PULPA ODASININ DOLDURULMASI. ....	30
ŞEKİL 3-4 ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN BRAKET SETİ.....	31
ŞEKİL 3-5 UYGULANAN KUVVETİ STANDARDİZE ETMEK AMACIYLA HAZIRLANAN 330 GR AĞIRLIĞINDA ALÜMİNYUM DÜZENEK.....	31
ŞEKİL 3-6 TRANSBOND™ XT LIGHT CURE YAPIŞTIRICI SETİ.....	32
ŞEKİL 3-7 GRĒNGLOO™ LIGHT CURE YAPIŞTIRICI SETİ.....	32
ŞEKİL 3-8 330 GR AĞIRLIĞA BAĞLI SİVRİLTİLMİŞ METAL ÇUBUK SLOTUN ORTA NOKTASINA BASINÇ UYGULAYACAK ŞEKİLDE YERLEŞTİRİLMESİ. ....	33
ŞEKİL 3-9 TAŞAN YAPIŞTIRICININ SOND YARDIMI İLE TEMİZLENMESİ. ....	34
ŞEKİL 3-10 BRAKETLER MEZYAL VE DİSTAL YÜZEYLERDEN 10 AR SANİYE İŞINLANMIŞTIR.....	34

ŞEKİL 3-11 GRĒNGLOO™ (ORMCO) YAPIŞTIRICININ UYGULANMASI.....	35
ŞEKİL 3-12 SEM İNCELEMESİ ÖNCESİ STEREOMİKROSKOP İLE YÜZEYİN KONTROL EDİLMESİ ..	36
ŞEKİL 3-13 ÖRNEKLERİN 5 µ KALINLIĞINDA ALTIN KAPLANMASI. ....	36
ŞEKİL 3-14 TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU.....	37
ŞEKİL 3-15 HER KÖŞEDEN 67X BÜYÜTMEDE ALINAN GÖRÜNTÜLER. ....	38
ŞEKİL 3-16 ADOBE PHOTOSHOP® PROGRAMINDA PHOTOMERGE ÖZELLİĞİ İLE FOTOĞRAFLARIN BİRLEŞTİRİLMESİ.....	38
ŞEKİL 3-17 OTOMATİK BİRLEŞTİRME SONUCU OLUŞAN TEK GÖRÜNTÜ.....	39
ŞEKİL 3-18 SOL ÜST KÖŞE ASİT, SAĞ ÜST KÖŞE ASİT+BOND, SOL ALT KÖŞE ASİT+BOND+KONVANSİYONEL REZİN, SOL ALT KÖŞE ASİT+BOND+RENKLİ REZİN.....	40
ŞEKİL 3-19 ÖRNEK ELEKTRON MİKROSKOBU GÖRÜNTÜSÜ. ....	40
ŞEKİL 3-20 DIŞ YÜZEYİ DIŞINDAKİ ALANLAR UZAKLAŞTIRILDIKTAN SONRA. ....	41
ŞEKİL 3-21 IMAGE J PROGRAMI İLE KONTRAST ARTIRILDIKTAN SONRA. ....	41
ŞEKİL 4-1 TEST GRUPLARINA AİT ORTALAMA VE STANDART SAPMA DEĞERLERİ .....	45

## KISALTMALAR

$\bar{X}$	: Aritmetik ortalama
$\mu$	: Mikron
$\mu\text{m}$	: Mikrometre
APC	: Adhesive Precoated
Bis-GMA	: Bisfenol a glisidil metakrilat
eV:	: Elektrovolt
gr	: Gram
HEMA	: Hidroksietilmetakrilat
LED	: Light Emitting Diode
Li	: Lityum
MDPB	: 12 Metha cryoxydodocyl-pyridinium bromid
mg	: Miligram
MIP	: Moisture Intensive Primer
mm	: Milimetre
mm <sup>2</sup>	: Milimetre kare
MMA	: Metilmetakrilat
Mpa	: Megapaskal
nm	: Nanometre
PMMA	: Polimetilmetakrilat
SEM	: Scanning Electron Microscope
SEP	: Self Etching Primer
Si	: Silisyum
sn	: Saniye
USA	: United States of America
UV	: Ultraviyole

## ÖZET

### RENK DEĞİŞTİREBİLEN ORTODONTİK YAPIŞTIRICI KULLANIMININ BRAKET ETRAFINA TAŞAN KOMPOZİT MİKTARINA ETKİSİNİN TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU İLE İNCELENMESİ

**Amaç:** Bu *in vitro* çalışmada amacımız ortodontide kullanılan biri renkli (Grēngloo™, Ormco ) diğeri mine renginde olan (Transbond™ XT, 3M Unitek ) iki farklı yapıştırıcının yapıştırma sonrası braket etrafında kalan artık yapıştırıcı miktarlarının elektron mikroskobu ile incelenerek karşılaştırılmasıdır.

**Gereç ve Yöntem:** Çalışmada 30 adet maksiller premolar diş kullanıldı. Dişlerin, elektron mikroskobunda daha iyi görüntü verebilmeleri için mine sement sınırının altından bukkolingual ve okluzogingival yönde kısaltılarak kök ve lingual bölgeleri uzaklaştırıldı. Hazırlanan örnekler konvansiyonel mine renginde yapıştırıcı ve renk değıştiren yapıştırıcı olmak üzere iki gruba ayrıldı (n=15). Dişlerin bukkal yüzeylerine metal premolar braketler (Mini Master ®,Orto Sistem, American Orthodontics, ABD) 1. Grupta ışıkla sertleşen renkli ortodontik yapıştırıcı sistemi (Grēngloo™, Ormco) ile 2. Grupta grupta ışıkla sertleşen mine renginde ortodontik yapıştırıcı sistemi (Transbond XT™, 3M Unitek, Monrovia, California) ile yapıştırıldı. Braketler diş yüzeyinden söküm pensi aracılığıyla uzaklaştırıldıktan sonra, tüm diş yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu aracılığıyla incelendi ve bilgisayar ortamında görüntüleri kaydedildi. IMAGE J programı kullanılarak görüntüler üzerinde dişe ait alanlar görüntüden uzaklaştırıldı ve toplam yapıştırıcı alanı ölçüldü. Ölçümlerden braketin taban alanı değeri çıkartılarak taşan yapıştırıcı miktarı belirlendi. Yapılan istatistiksel değeri değerlendirilmedi, taşan adeziv miktarı açısından gruplar arasındaki farkın belirlenebilmesi amacıyla Student's t-testi kullanıldı.

**Bulgular:** Transbond™ XT' deki taşma miktarı ( $1.92 \pm 1.420 \text{ mm}^2$ ) ile Grēngloo™'daki taşma miktarı ( $0.95 \pm 0.632 \text{ mm}^2$ ) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ( $t(28)=2.418, p=0.006$ ). Buna göre Transbond™ XT

grubunda yapıştırıcı taşma miktarı ( $\bar{X} = 1,9206$ ) Grēngloo™ ( $\bar{X} = 0,9506$ ) grubuna göre daha fazladır.

**Sonuç:** Renkli yapıştırıcı kullanımı braket etrafına taşan kompozitin daha iyi temizlenmesini sağlayarak polimerizasyon sonrası braket çevresinde kalan artık yapıştırıcı miktarını azaltmaktadır.

**Anahtar Kelimeler:** ortodontik yapıştırıcı, renk değıştiren yapıştırıcı, renkli kompozit, taşkın yapıştırıcı, taramalı elektron mikroskobu, SEM.



## ABSTRACT

### INVESTIGATION OF THE EFFECT OF COLOR CHANGE ORTHODONTIC ADHESIVE ON THE AMOUNT OF EXCESS ADHESIVE FLASH AROUND BRACKET BY SCANNING ELECTRON MICROSCOPE

**Aim:** The aim of this *in vitro* study is to compare the excess amount of adhesive flash of color changing (Grēngloo™, Ormco ) and conventional (Transbond XT™, 3M Unitek ) two different adhesives around the brackets with scanning electron microscope after curing.

**Materials and Methods:** Thirty premolar teeth were used in the study. The teeth were shortened in buccolingual and occlusogingival directions below the enamel cement border to remove the root and lingual regions so that they could give better image on the electron microscope. The prepared samples were divided into two groups as color changing adhesive and in conventional enamel color adhesive (n = 15). Metal premolar brackets (Mini Master ®, Ortho System, American Orthodontics, USA) were applied to the buccal surfaces of the teeth in the 1st group with the color change light curing orthodontic adhesive system (Grēngloo™, Ormco) and in the 2nd group with the conventional enamel color light curing orthodontic adhesive (Transbond XT™, 3M Unitek, Monrovia, California ). After the brackets were removed from the tooth surface by means of hand plier, all tooth surfaces were examined by scanning electron microscopy and images were recorded on a computer. Using the IMAGE J program, the areas of the tooth on the images were removed from the image and the total area of the adhesive was measured. From the measurements, the amount of adhesive was determined by subtracting the base area of the bracket. Student's t-test was used to determine the difference between the groups in terms of the amount of adhesive in the statistical evaluation.

**Results :** There was a statistically significant difference between the amount of excess adhesive in Transbond XT™ ( $1.92 \pm 1.420 \text{ mm}^2$ ) and the amount of excess adhesive in Grēngloo™ ( $0.95 \pm 0.632 \text{ mm}^2$ ) ( $t(28) = 2.418, p = 0.006$ ). Accordingly,

the amount of excess adhesive (= 1.9206) in the Transbond XT group is greater than that of the Grēngloo (= 0.9506) group.

**Conclusion:** The use of color change adhesive reduces the amount of excess adhesive flash around the bracket after polymerisation, ensuring better cleaning of the excess adhesive flash.

**Key words:** orthodontic adhesive, color changing adhesive, excess adhesive flash, scanning electron microscope, SEM.



## 1 GİRİŞ VE AMAÇ

Sabit apareyler, malokluzyonların düzeltilmesinde etkili olmalarına rağmen plak birikimi (biofilm) uzun süreli ortodontik tedavide önemli bir problemdir. Bazı çalışmalar biofilm ve mine demineralizasyonu arasında bir ilişki olduğunu açıkça göstermektedir. Ayrıca periodontal hastalıklar ve biofilm arasında da pozitif bir ilişki bulunmaktadır (1).

Hasta tarafından düzenli olarak uygulanan oral hijyen araçlarına rağmen diş hekimliğinde pek çok klinik uygulamanın amacı retantif alanlar ya da girintiler oluşmasının engellenmesi ya da düzeltilmesidir. Ne yazık ki sabit apareyler çürük ya da periodontal hastalık oluşumuna yol açabilecek pek çok retantif alan yaratırlar. Braketler etrafına taşan kompozit de bir çeşit retantif alandır (2–4).

Polisajlanmamış ve pürüzlü kompozit yüzeylerinin plak birikimini artırdığı bilinmektedir. Ayrıca ortodontik yapıştırıcı ajanları dişetindeki fibroblastlar için toksik olduğundan iyi oral hijyene rağmen inflamasyon ve gingival hiperplaziye neden olurlar. Bonding materyalinin dikkatli bir şekilde uzaklaştırılması tedavi süresince mine demineralizasyonu riskini azaltır (1,5).

Ağız bakımındaki gelişmelere ve çocuklarda çürük prevalansındaki azalmaya rağmen, braketler etrafında beyaz nokta lezyonlarının oluşumu yaygındır (6). Gorelick ve ark. (7), sabit ortodontik tedavi gören hastaların yarısında tedavi sonrası en az bir beyaz nokta lezyonu görüldüğünü ve bantlama ya da yapıştırma arasında insidans açısından fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Başka çalışmalarda, beyaz nokta görülme insidansının %2 ila %96 arasında olduğu belirtilmiştir (8,9). En çok etkilenen dişler sırasıyla; üst yan kesiciler, üst kaninler ve alt premolarlardır (10). Klinisyenler için asıl önemli konu bu lezyonların sabit ortodontik tedavinin başlangıcından 1 ay kadar kısa süre sonra oluşabilmesidir (11).



Labial yüzeyde oluşan bu lezyonlar estetik öneme sahip olmakla birlikte gerileyebilseler de, yüzey abrazyonuna bağlı olarak apareylerin uzaklaştırılmasından 5 yıl sonra bile hala estetik probleme yol açabilirler (11,12).

Klinikte braketlerin yapıştırılması sırasında braket ve mine sınırları arasında önemli miktarda taşkın yapıştırıcı kalmaktadır. Bu taşkın yapıştırıcının beyaz nokta lezyonlarının oluşumuna katkısı incelenmiştir. Taşkın yapıştırıcının temizlenmediğinde özellikle braket tabanı ile diş eti kenarı arasındaki mesafenin dar olduğu dişlerde, diş etine mekanik irritasyon etkeni olarak rol aldığı düşünülmektedir. Ayrıca kompozit gibi pürüzlü yüzeylerde bakteri kolonizasyonunun kolaylaştığı ve beyaz nokta lezyonu insidansının arttığı görülmüştür (13).

Taşkın yapıştırıcının daha iyi görülebilmesi ve yapıştırma sırasında artık kompozitin daha kolay uzaklaştırılması için renkli ortodontik yapıştırıcıların kullanılması önerilmiştir (7). Ortodontik braketler etrafındaki fazla plak ve biofilm birikimini engellediği için renkli kompozit rezinlerin potansiyel mine demineralizasyonunun kontrolüne katkıda bulunduğu varsayılmıştır. Bu konuda yapılan çalışmalar ortodontik yapıştırıcıların özelliklerinin Streptococcus Mutans'ın (S. Mutans) yüzeye adezyonunu etkilediğini göstermiştir (14–16).

Bu çalışmada amacımız ışıkla sertleşirken renk değiştiren bir ortodontik yapıştırıcı sistemi (Grēngloo™, Ormco) ile ışıkla sertleşen konvansiyonel mine renginde ortodontik yapıştırıcı (Transbond XT™, 3M Unitek) sistemini braket yapıştırıldıktan sonra kalan fazla yapıştırıcı miktarı açısından *in vitro* olarak taramalı elektron mikroskopunda inceleyerek karşılaştırmaktır.

## 2 GENEL BİLGİLER

### 2.1 Mine yüzeyinin yapıştırma işlemi için hazırlanması

#### 2.1.1 Yüzeyin temizlenmesi

Konvansiyonel asitlemede yeterli bağlanma direnci elde edilebilmesi için ponza ile polisaj yapılması gerektiğini destekleyen yeterli kanıt bulunmamaktadır. Kendinden asitli primerlerde ise ponza ile polisaj gereklidir. Özellikle üst ikinci molarların bukkal yüzeyleri gibi problemlili alanlarda diş yüzeyinde biriken dental plağın braket yapıştırılması öncesi uzaklaştırılması önerilmektedir (17,18).

#### 2.1.2 Nem kontrolü

Braket yapıştırma işleminin başarılı olabilmesi için en önemli gereksinimlerden biri kuru bir yapıştırma alanıdır. Yıkama sonrası tükürük kontrolü ve kuru bir çalışma alanının sağlanması gereklidir (19).

Bu amaçla kullanılan aletler:

- Dudak ve yanak ekartörleri
- Tükürük emiciler
- Bite bloklarla birlikte dil tutucuları
- Tükürük kanalı tıkayıcılar
- Bunların birkaçının birleşiminden oluşan aletler
- Pamuk rulolar
- Tükürük akışını azaltan ajanlardır (19).

Bu tür ürünler devamlı gelişmektedir ve hekim hangisinin daha iyi çalıştığını kendine göre belirlemelidir. Her iki arktaki eş zamanlı molar-molar yapıştırma için dudak ekartörleri, Dri-Angle®(Dental Health Products, Inc. Niagara Falls, New York) (parotid kanalından tükürük akışını sınırlamak için) ve tükürük emiciler kullanılabilir. Antisialogoglar, tabletler ve farklı preparatların enjekte edilebilir solüsyonları (örn. Metantheleine bromid, propantheline bromid ve atropin sülfat)

şeklinde mevcuttur. Bununla birlikte, American Dental Association' ın Dental Terapötikler Konseyi propantel bromür solüsyonunun, bu ilacın oral formunu alabilen hastalara enjekte edilmemesini önermiştir (20).

Günümüzdeki çalışmalar, antisiyalagoların çoğunlukla birçok hasta için gerekli olmadığını göstermektedir. Kullanılması gerektiğinde, şeker içermeyen bir içecek ile birlikte, işlemden 15 dakika önce metantheleline tabletlerinin vücut ağırlığı başına 50 mg alınması yeterli sonuç verebilir (21).

### **2.1.3 Minenin asitlenmesi**

Mine yüzeyinin yapıştırma işlemi için hazırlanması normalde fosforik asit ile asitlenerek yapılır. En tutarlı ve uygun asitleme %30-%40 fosforik asit ile elde edilir. Söküm sırasında mine yüzeyinden 10-30 µm kayıp görülebilirken, rezin uzantılar 50µm derinliğe ulaşır. Söküm sırasında sökme işlemi ve polisaj uygulaması sonrası 56 µm' ye kadar mine kaybı görülebilir (22).

Yapılan çalışmalarda 15 saniye % 37 fosforik asit jeli ile asitleme anterior ve premolar dişler için önerilmektedir (23). Ancak birinci molar dişlerde 30 sn asitleme süresinin 15 sn' ye göre bağlanma kuvvetini anlamlı derece artırdığı gösterilmiş, 60 saniye asitlemede ise bağlanma kuvveti artsa da 30 saniyeye göre anlamlı bulunmamıştır (24). Başka bir çalışmada ise 15, 30, 60 ve 90 sn asitleme süreleri arasında bağlanma kuvveti açısından anlamlı bir fark bulunmazken, 90 sn den daha uzun asitlemenin bağlanma kuvvetini azalttığı gösterilmiştir (25). Rutin ortodontik uygulamalarda % 37 lik fosforik asit ile 30 sn asitleme en mantıklı seçenek olarak görülmektedir (26).

Fosforik asit ile asitleme sırasında görülen mine kaybı nedeniyle bazı araştırmacılar maleik asit ve poliakrilik asit gibi daha az yıkıcı yöntemler araştırmışlardır. Poliakrilik asit, mine yüzeyinde hafif bir pürüzlendirme sağlar ve mine yüzeyine güvenli bağlanmayı sağlayacak şekilde kalsiyum sülfat dihidrat kristallerini şekillendirir (22). Poliakrilik asit, Reynolds (27), tarafından önerilen 6-8

Mpa' nın üzerinde bağlanma kuvveti sağlamaktadır, ancak bu değer fosforik asite göre % 30 daha düşük bulunmuştur (22).

## **2.2 Örtücüler, neme duyarız primerler ve kendinden asitli primerler**

### **2.2.1 Örtücüler**

Örtücüler doldurucu içermeyen rezinlerdir. Asitlenmiş mine yüzeyinde koruyucu bir tabaka oluşturarak örtücünün resin uzantılar arasına tutunmasını arttırarak bağlanma kuvvetini yükseltirler (28).

Asitleme sonrası dişler tamamen kurutulup buz beyazı renk elde edildikten sonra, ince bir tabaka yapıştırıcı ajan (örtücü, primer) mine yüzeyine sürülür. 1-2 saniye hava uygulaması ile örtücü inceltilebilir. Tüm asitlenmiş mine yüzeyi örtüldükten sonra beklenmeden braket yerleştirilmesine hemen başlanmalıdır (19).

Braketlerin yapıştırılmasında örtücü ve primerlerin kullanımıyla ilgili bazı belirsizlikler mevcuttur. Asitle dağlama sonrası ara rezinlerin kesin fonksiyonunu belirlemek amacıyla pek çok çalışma yapılmıştır. Bazı araştırmacılar yeterli bağlanma kuvveti elde edebilmek ya da mikro sızıntıyı engellemek amacıyla ara rezinlerin kullanımının gerekli olduğunu bildirmektedir (29–31).

Kimyasal sertleşen (kendinden polimerize) ve ışıkla sertleşen örtücüler arasında bazı farklar bulunmaktadır. BIS-GMA türü kendinden polimerize resin örtücüler eğer oksijenle temasları kesilmezse ince devamlı bir tabaka halinde sertleşemezler (32). Işıkla sertleşen örtücüler ise braket çevresinde ve bukkal mine yüzeyinde koruyucu bir tabaka oluştururken kimyasal sertleşen örtücülerde bu gerçekleşmez (30).

Örtücülerin, braket yapıştırılma işlemindeki önemi incelenmiştir. Resin ile örtüleme sonrası nem kontrolü daha kolaydır. Ayrıca örtücüler mine yüzeyindeki yapıştırıcı boşluklarını örterler ve bu olay özellikle indirek yapıştırmada önemlidir. Örtücülerin braket tabanı çevresindeki çürük oluşumuna karşı koruyuculuğu kesin

değildir ve bu nedenle florid içerikli örtücüler hakkında daha fazla çalışma yapılmasına ihtiyaç olduğu belirtilmiştir (33-37).

Ceen ve Gwinnett (33), ışıkla polimerize olan örtücülerin, brakete komşu mineyi, yüzey altı lezyonlarına karşı koruduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca kimyasal polimerize olan örtücüler daha zayıf polimerizasyon ve düşük abrazyon direnci göstermektedirler (38,39).

### **2.2.2 Neme duyarsız primerler**

Nem kontaminasyonuna bağlı braket kopma oranını düşürmek için, ıslak alanlarda da bağlanabilen hidrofilik primerler (Transbond™ MIP, 3M Unitek, Monrovia, California; Assure ®, Reliance Orthodontics, Itasca Illinois) tanıtılmıştır (19).

Literatürde tükürüğün bağlanma kuvvetine olan etkilerini araştıran çalışmalar birbirinden farklı sonuçlar göstermektedir. Bağlanma kuvveti ıslak alanlarda kuru alanlara göre azalsa da, nem kontrolünün zor olduğu durumlarda hidrofilik primerlerin kullanımı uygun olabilir (40–44).

Uygulanan tüm nem kontrolü aşamalarına rağmen, ortodontistler sıklıkla tükürük kontaminasyonu riskinin yüksek olduğu ortamlarda yapıştırma işlemi sorunu ile karşılaşır. Bu durum özellikle braket kopmalarının sık görüldüğü parsiyel sürmüş premolarlar bölgesinde görülür. Çünkü yapıştırıcının kronun servikal kısmına yaklaşması bu bölgedeki dişeti oluşu sıvısının varlığı ve kronun konturu nedeniyle problemler artar (45).

### **2.2.3 Kendinden asitli primerler**

Bu sistemin en önemli özelliği minenin asitlenmesi, yıkanması ve kurutulması aşamalarını ortadan kaldırmasıdır. Kendinden asitli primerlerin aktif maddesi hidroksiapatitten kalsiyumu çözen, metakrilat fosforik asit esterleridir. Mine yüzeyinden uzaklaştırılan kalsiyum, primer polimerize olurken tekrar yapısına katılır (19).

Kendinden asitli primer sisteminde minenin hazırlanması ve örtülmesi işlemlerinin aynı basamakta toplanması, zaman ve maliyet açısından avantaj sağlamaktadır. Ancak braket kopma oranını ise anlamlı derecede artırmamıştır (46,47).

Elektron mikroskobu ile incelendiğinde, kendinden asitli primer kullanılmış mine yüzeyi, asitle dağlanmış mine yüzeyinden bazı farklılıklar gösterir. Konvansiyonel asitlemede görülen mikrotag ve makrotag oluşumlu, bal peteği görünümü, iyi bilinen yapı yerine, kendinden asitli primer kullanıldığında düzensiz ama pürüzsüz hibrit tabakalı, 3-4µm kalınlığında, düzensiz tag oluşumlu mine prizmaları veya çekirdek materyalden belirgin girintiler görünmeyen bir tabaka gözlenir (19).

Kendinden asitli primerler ile elde edilen minimal asitlemede, konvansiyonel fosforik asit ile elde edilen asitlemeye göre bağların büyük bölümünün mekanik değil kimyasal bağ ile minedeki kalsiyuma bağlanarak gerçekleştiği görülmüştür (19).

Geniş gruplarda yapılan kendinden asitli primerin bağlanma kuvvetini ölçen çalışmalar henüz bildirilmemiştir. Yapılan çalışmalarda, kendinden asitli primerlerdeki braket kopma oranı, konvansiyonel asitlemeye göre fazla bulunmuştur (45) . Bir çalışmada bu oran % 4,1 olarak belirtilmiştir (48). Ancak bu oran fosforik asite göre anlamlı derecede yüksektir. Kendinden asitli primer kullanılarak yapıştırılan braketlerin sökümü konvansiyonel asitlemeye oranla hem daha kolaydır hem de artık yapıştırıcı daha kısa sürede temizlenebilir (45).

### **2.3 Braketlerin yapıştırılması**

Braket yapıştırılma işlemi braket yapıştırılacak tüm dişler örtücü ya da primer ile kaplandıktan sonra başlamalıdır. Günümüzde pek çok hekim rutin braket yapıştırma işleminde direk tekniği tercih etmektedir. 2002 yılında Amerika’ da yapılan bir çalışmada ortodontistlerin % 90’ından fazlasının direk yapıştırma yöntemini tercih ettiği görülmüş, indirek yapıştırma yöntemi kullanımı ise %10

olarak bildirilmiştir. Ortodontistlerin yaklaşık % 75'i kimyasal olarak sertleşen bir ya da iki pat şeklindeki yapıştırıcıların yerine ışıkla sertleşen rezin kullanmaktadır (48).

Direk yapıştırma için birçok yapıştırıcı mevcuttur ve sürekli yenileri eklenmektedir. Fakat temel yapıştırma tekniği kullanılan materyale göre üreticiler arasında küçük farklılıklar içerebilmektedir. Yapıştırmanın en kolay yöntemi braket tabanına yapıştırıcı koyulduktan sonra braketin diş üzerinde doğru yere yerleştirilmesidir (19).

Yeni yapıştırıcılarla hekim, her braketi tek tek yapıştırırken en uygun bağ kuvvetini elde edebilir. Braket doğru yere yerleştirilip, kontrol edilip kompozitin çalışma zamanı içinde ya da ışınlama öncesinde konumunu değiştirmek için yeterince zaman olduğundan işlem sırasında acele edilmemelidir (19).

Herhangi bir yapıştırıcı için tavsiye edilen yapıştırma prosedürü:

1. Transfer
2. Pozisyonlandırma
3. Uyumlandırma
4. Taşkın kompozitin temizlenmesi olarak sıralanır (49,50).

### **2.3.1 Transfer**

Hekim braketi braket tutucu ile alır ve yapıştırıcıyı braket tabanına koyar. Braketi hemen dişin üzerinde olması gereken yere yakın bir noktaya yerleştirir (19)

### **2.3.2 Pozisyonlandırma**

Klinisyen yerleştirme küreti kullanarak braketleri mezyodistal ve insizogingival olarak pozisyonlandırır ve dişin uzun aksına uygun olarak açıldırır. Uygun vertikal pozisyonlandırma farklı ölçüm cihazları ya da yükseklik rehberleri kullanılarak elde edilir. Özellikle rotasyonlu premolarlarda ağız aynası horizontal pozisyon için yardımcı olarak kullanılır (19).

### **2.3.3 Uyumlandırma**

Uyumlandırma işleminde klinisyen küreti döndürür ve tek nokta teması ile braketi diş yüzeyine bastırır (51). Sıkı bir uyum bağlanma kuvvetinde artış sağlamakta, söküm sonrası uzaklaştırılması gereken madde miktarını azaltmakta, braket tabanında en uygun yapıştırıcı penetrasyonunu sağlamakta ve fazla madde kenarlardan taşarken braketin kaymasını engellemektedir (19).

### **2.3.4 Taşkın kompozitin temizlenmesi**

Az miktarda artık yapıştırıcı, oluşabilecek boşlukların önlenmesi ve braket diş yüzeyine oturtulurken yapıştırıcının braket tabanına tamamen yayılabilmesi için gereklidir. Taşkın yapıştırıcı özellikle anormal morfolojiye sahip dişlerde de yardımcıdır. Tüm bunlara rağmen taşkın yapıştırıcı diş fırçalama ya da diğer mekanik kuvvetler ile uzaklaştırılmaz. Özellikle gingival sınırdan yapıştırıcı polimerize olmadan önce küret ile ya da polimerizasyon sonrası elmas frezler ile uzaklaştırılmalıdır (19).

Taşkın yapıştırıcı, gingival irritasyona ve buna bağlı periodontal hasara ve braket etrafında plak birikimine neden olduğu için mutlaka uzaklaştırılması gerekmektedir. Klinik olarak taşkın yapıştırıcıların neden olduğu ileri derecede gingival hiperplazi ve inflamasyon görüldüğünü bildiren çalışmalar bulunmaktadır (49,50).

Literatürde ortodontik yapıştırıcıların tedavi sırasında ve sonrasında minede renklenmeye neden olduğu gösterilmiştir (52). Taşkın yapıştırıcının uzaklaştırılması yalnızca temiz bir görüntü yaratarak değil kompozitin ağız ortamında renklenmesini engelleyerek de estetik görüntü sağlar (19).

## **2.4 Ortodontik yapıştırıcıların tarihçesi**

Başlangıçtan itibaren braket ve diş yüzeyi arasında istikrarlı bir yapışma sağlanması oldukça önemli olduğundan braketlerin mine yüzeyine yapıştırılması ortodontik araştırmalarda her zaman kritik bir konu olmuştur. Braketlere uygulanan

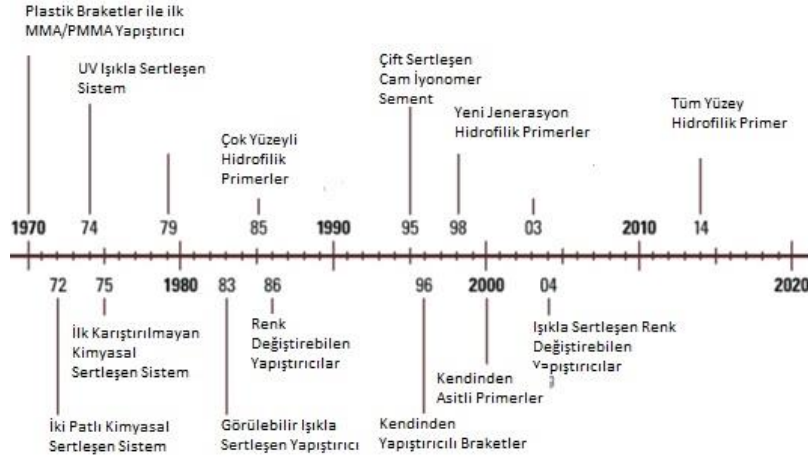


kuvvet braketin bağlanma kuvvetini aşmayacak şekilde iletilmelidir. Klinisyenler düşük bağlama kuvvetine bağlı olarak tedavi boyunca tekrarlayan yapıştırma işlemi gibi sorunlarla karşılaşmaktadırlar (53).

Eski yapıştırma sistemleri bantların üzerine lehimlenmiş braketler ile bu bantların mine yüzeyine çinko fosfat siman ile yapıştırılmasına dayanırdı. Estetik kaygıların yanı sıra bu işlemin diğer dezavantajları;

- ✓ Hasta başında geçen sürenin uzaması
- ✓ Çürük ve dekalsifikasyon gelişimi açısından sık görüntülenme ihtiyacı
- ✓ Simanlar ve plak birikimi nedeniyle oluşan kimyasal ve mekanik irritasyona bağlı periodontal sağlığın bozulması
- ✓ Uygun yerleştirme için arkta ek bir yer ihtiyacı duyulduğundan sınır vakalarda çekim kararını etkilemesi ve sökülme sonrası kalan boşlukların kapatılması zorunluluğu olarak sıralanmaktadır (53).

Tüm bu nedenlerden dolayı braketlerin mine yüzeyine tutunmasını sağlayan bir yöntem ihtiyacı duyulmuştur. 1950'lerde asitle dağlama tekniğinin dental restorasyonların dış yüzeyine yapıştırılması amacıyla kullanılmaya başlanması ortodontik yapıştırma tarihinde bir dönüm noktası olmuştur. Ortodontik yapıştırıcıların tarihçesi Şekil 2-1 de kısaca özetlenmiştir. 1950'lerin ortasına kadar ortodontik ataşmanların epoksi rezinler aracılığıyla dış yüzeyine yapıştırılmasıyla ilgili bazı yayınlar yapılmıştır. Bunu 1960'ların başlarında epoksi akrilatların tanıtılması takip etmiş ve 1960'ların ortasında Bis-GMA rezin kompozitler kullanılmaya başlanmıştır (53).



Şekil 2-1. Ortodontik yapıştırıcıların tarihçesi. MMA, Metil metakrilat; PMMA, polimetil metakrilat (53).

Yapıştırma işlemi ortodontide ilk defa 1950'lerin başlarında kullanılmaya başlamıştır. Bu dönemdeki temel konu hangi yapıştırıcının mine yüzeyi ve ağız ortamı arasında iyon alışverişini geçici olarak değiştirdiği konusuydu. Mine yüzeyini etkilemeyecek bir söküm yöntemi ile birlikte bu konu alandaki popüler araştırma konularını belirleyen etkenlerdi. Sonuç olarak ortodontinin bu alanındaki temel çalışmalar direk yapıştırma için kullanılan yapıştırıcı rezinlerin ve örtücülerin mekanik özellikleri ile erken dönem ve uzun dönem yapıştırma kuvvetleri ile söküm sonrası mine yüzeyinin durum ve görünümü konuları üzerinde odaklanmıştır. Esas problem mineye yapışık kalan rezin tabakasının ve mine içine penetre olmuş rezin uzantılarının eliminasyonu olmuştur. Bu rezin uzantılar yaşlanma sürecine ve ağız sıvılarının emilimine bağlı minede renklenmelere neden olmaktadır. Bu renklenmeler bazı estetik problemlere ve hasta şikâyetlerine sebebiyet vermiştir. Bu alandaki ilerlemeler, yeni materyallerin geliştirilmesini sağlamıştır (54).

1970'lerin başında polikarbonat braketlerin fosforik asit ile dağlanmış mine yüzeyine, restoratif dolgu materyali ile yapıştırılması tekniği geliştirilmiştir. Burada kullanılan yapıştırıcı, Orthomite Super Bond (Rocky Mountain® Orthodontics, Denver, Colo) metil metakrilat ve polietilmetakrilat içerikli olup katalizör olarak tri-n-bütillboran içermektedir (55,56).

Zamanla ağız sıvılarının etkisiyle bağlanma kuvvetinde azalma görülmüştür. Plastik braketlerle birlikte metal ark tellerinin kullanılması, braket kanatlarında kırılmalara ve slotlarda deformasyona yol açmıştır. Bunlara rağmen bu sistem bantlara alternatif olduğundan oldukça popüler hale gelerek, daha güçlü yapıştırıcıların ve daha sağlam plastik materyaller üretilmesini hedefleyen çalışmalar yapılarak direkt yapıştırılabilen metal braketlerin geliştirilmesini sağlamıştır. Diğer metil metakrilat ve polietilmetakrilat sistemler GAC International (Bohemia, NY) ve TP Orthodontics (laporte, Ind) tarafından da üretilmiştir (53).

Daha sonra epoksi rezinlere dayanarak metal braketlerin yapıştırılması amacıyla yeni yapıştırıcı sistemler geliştirilmiştir. Epoksi rezinler sertleşirken kayda değer bir polimerizasyon büzülmesi göstermezken, mineye yakın bir termal genişleme ve su emilimini azaltan çapraz bağlanmalar göstermişlerdir. Bu özellikler sayesinde mekaniklere ve çiğneme kuvvetlerine dayanıklılık sağlanmıştır. (57,58).

1970'lerin başında 3M Unitek 2 patlı doldurucu olarak kuartz içeren Bisfenol A Glisidil Metakrilat (BisGMA) yapısında ve amin-peroksit katalizörlü yapıştırıcıyı geliştirmiştir. Bu sistem minimum polimerizasyon büzülmesi gösteren çapraz bağlı yapıştırıcıdır. Sistem %40 yoğunluğunda fosforik asit uygulaması gerektirmekte ve doldurucusuz rezin ile minenin nemlendirilmesi sonrası metal braketler kimyasal sertleşen pat ile yapıştırılmaktaydı. Bu dönemde metal braketlerde delikli taban kullanılmakta ve yapıştırıcı bu deliklere sıkışarak mekanik adezyon sağlamaktaydı. Bu konudaki temel şikâyet yapıştırıcının ağız ortamından etkilenerek tedavi süresince renklenme göstermesiydi. İki patlı epoksi rezin yapıştırıcı ile yapıştırılabilmesi amacıyla plastik braketler metil metakrilat plastik örtücü ile kaplanmaktaydı. Daha sonra birçok iki patlı kimyasal sertleşen yapıştırıcı sistem piyasaya sürülmüştür (53,59).

1974'de LD Caulk (Milford, Delaware) ilk tek patlı ultraviyole ışık ile sertleşen braket yapıştırıcısı Nuva System™'i tanıtmıştır. Ancak çalışma zamanının kısıtlı olmaması, gerektiğinde braket pozisyonunda değişiklik yapılabilmesi ve taşan yapıştırıcının temizlenebilmesi gibi avantajlarına rağmen, UV ışığın cilt ve gözler üzerinde yarattığı zararlar fark edildiğinde kullanımı terkedilmiştir (53).

1975'te, karıştırılmayan, kimyasal sertleşen direk yapıştırma sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemde asitlenmiş mine yüzeyine ve metal braket tabanına sıvı aktivatör uygulanmakta ve tek pasta formundaki yapıştırıcı primerlenmiş braket tabanına uygulanarak diş üzerinde pozisyonlandırılmaktadır. Mine yüzeyindeki ve braket tabanındaki aktivatör, yapıştırıcı ile karışarak polimerizasyon sağlanmaktadır (53).

1983 yılında Excel ® (Reliance Orthodontic Products) özellikle büyük akrilik apareylerin yapıştırılması için geliştirilmiştir. Excel, apareylerin tedavi süresince dekalsifikasyon görülmeden yapıştırılmasını ve sökülmesini sağlamaktadır (53).

1979 yılında, Ormco™ (Orange, Calif) braket tabanında bağlanma gücünü azaltan ve renklenmeye sebep olarak estetik problem yaratan delikler yerine örgü taban geliştirerek patentini almıştır. Bu tasarım yapıştırıcının penetrasyonunu sağlayarak mekanik retansiyonunu artırmaktadır (53).

1980'lerin başında, gözle görülebilen ışıkla sertleşen restoratif materyaller diş hekimliğinin tüm alanlarının yanında, ortodontide de braketlerin, sabit pekiştirme apareylerinin ve bantların yapıştırılmasında kullanılmaya başlanmıştır. Bu yapıştırıcılarda katalizör olarak kamforokinon kullanılmakta ve görünür ışık olan quartz-tungsten-halojen ışık (440-480 nm) ile sertleştiğinden cilt ve gözler için güvenlidir (53).

1985 yılında, Enhance™, Reliance Orthodontic Products tarafından üretilerek florozis ve atipik yüzeylere kimyasal ya da ışıkla sertleşen sistemler ile yapıştırma imkânı sağlamıştır. Enhance™, asitlenmiş mine yüzeyine doldurucusuz rezin öncesi uygulanır. Ek olarak içindeki monomer (bifenil dimetakrilat), kompozit ve metale kimyasal bağlanma göstermektedir. Klinisyenler bu sayede herhangi bir metal yüzeye metal primeri ya da kompozit yüzeye plastik örtücü (metil metakrilat) kullanmadan yapıştırma imkânı bulmuştur (53).

Crypsis, renk değiştirebilen yapıştırıcı, 1986 yılında üretilmiştir. Bu iki patlı çift polimerize braket yapıştırıcısı Orec ® (Beaverton, Ore) tarafından geliştirilmiştir.

Karıştırılma sonrası sarı renkli olan materyal polimerize olurken dış rengine dönüşür. Bu sayede klinisyen braket etrafındaki taşan kompoziti görerek polimerize olmadan önce temizler. Renk değiştirme mekanizması ışıkla sertleşen katalizör sayesinde gerçekleşmektedir (53).

2004 yılında Reliance Orthodontic Products, 3M Unitek ve Ormco tarafından birçok tek patlı ışıkla sertleşen renk değiştirebilen yapıştırıcılar piyasaya sürülmüştür. Ormco'nun renk değiştirme mekanizması ısıya bağlıdır ve söküm sonrası kalan yapıştırıcının görülebilmesi için su ile soğutulmuş orijinal rengine döndürülebilmektedir (60,61). Floresan ışıkla sertleşen pasta ve örtücüler Lumilux® LV (Honeywell International, Chicago) içindeki UV işaretleyici siyah ışık uygulaması ile yapıştırıcının yapıştırma öncesi ve sonrası görünürliğini sağlamaktadır (53).

1995 yılında Silverman ve ark. (62), iki aşamada polimerize olan cam iyonomer siman Fuji Ortho™ LC (GC America, Alsip)'i kullanarak metal braketlerin nemli yüzeylere asitleme yapılmadan yapıştırılmasını sağlayan bir teknik geliştirmişlerdir. Bu iki aşamalı sistem florealimunosilikat toz ve poliakrilik asit, su, hidroetilmetakrilat (hema) ve kamforokinon ışık aktivatör içeren likitten oluşmaktadır (53).

1996 yılında, 3M Unitek braket tabanına önceden uygulanmış ışıkla sertleşen yapıştırıcı bulunan metal braketleri tanıtmıştır. Bu sistem braket tabanına kompozit uygulaması için asistan gerekliliğini ortadan kaldırmaktadır (53).

1998 yılında, birçok hidrofilik primer piyasaya tanıtılmıştır. Ortho Solo™ (Ormco), Assure ® (Reliance Orthodontic Products) ve Transbond™ MIP (3M Unitek) ıslak ya da kuru mineye bağlanabilen hidrofilik yapıştırıcı rezinlerdir. Ek olarak Assure ® atipik mine yüzeylerine, florozlu mine, prizmatik mine ve dentine yapıştırmayı sağlamaktadır. Assure® bifenildimetakrilat içermekte ve altın, amalgam, paslanmaz çelik ve kompozit restorasyon gibi yüzeylere metal ya da plastik primer gerektirmeden yapıştırma sağlamaktadır (53).

2000’li yıllarda kendinden asitli primerler, dentin ve mine yüzeyinde aktif olarak kullanılmaya başlanmıştır. Transbond™ Plus (3M Unitek) ve S.E.P™ (Reliance Orthodontic Products) gibi kendinden asitli primerler geleneksel fosforik asit ile asitlemedeki yıkama ve kurutma aşamalarını ortadan kaldırdığından sık kullanılan ortodontik malzemelerden biri haline gelmiştir (53).

2010 yılında Select Defense™ (ClassOne Orthodontics, Carlsbad, CA) antibakteriyel olarak selenyum içeren mine örtücüyü geliştirmiştir. Organoselenyum, içeriği farklı biyomateryallere tutunarak bakteriyel biofilmi inhibe ederek ve tekrarlanan uygulamalara gerek duymadan mine yüzeyinde kalıcı etki sağlamaktadır (63).

## **2.5 Yapıştırıcı tipleri ve özellikleri**

### **2.5.1 Kimyasal sertleşen yapıştırıcılar**

Kimyasal olarak sertleşen yapıştırıcılar orijinal yapıştırıcılardır. Yavaş fakat kendiliğinden reaksiyon ile iyi bir bağlanma kuvveti sağlarlar (45).

#### **2.5.1.1 Pat/pat ya da karışmayan kimyasal sertleşen yapıştırıcılar**

Yapılan pek çok çalışma bu yapıştırıcılar arasında bağlanma kuvveti açısından fark olmadığını göstermiştir. Kullanımı tamamen kişisel tercihe bağlıdır (31,64,65).

### **2.5.2 Işıkla sertleşen/kimyasal sertleşen yapıştırıcılar**

Geçmişte ortodontik yapıştırıcı olarak kimyasal sertleşen yapıştırıcılar kullanılmıştır. Işıkla sertleşen kompozitlerin restoratif tedavide kullanılmaya başlanması, ortodontik braket yapıştırıcı olarak geliştirilmeleriyle sonuçlanmıştır. Son on yıl içinde kullanımları hızla artmıştır (45).

Işıkla sertleşen yapıştırıcı kullanımının avantajları:

✓ Braket pozisyonlandırılması için sınırsız zaman sağlar. (ışık kontaminasyonu olmadığı var sayıldığında).

- ✓ Polimerizasyon öncesi braket çevresini temizlemek çok daha kolaydır.
- ✓ Az sayıda yapıştırılmalarda kimyasal sertleşme için beklenen süre daha uzun olduğundan ışıkla sertleşme daha hızlıdır.
- ✓ Tek bir braketin anında sertleştirme imkânı nem kontaminasyonu riskini azaltır (45).

Dezavantajları:

- ✓ Konvansiyonel ışın kaynağı ile tüm arkı yapıştırırken ek süre gereklidir. Bu dezavantaj yüksek hızda polimerizasyon sağlayan ışın cihazlarının geliştirilmesiyle büyük ölçüde azaltılmıştır (45).

### 2.5.3 Çift polimerize olan yapıştırıcılar

Çift polimerize olan yapıştırıcılar kimyasal sertleşen ve ışıkla sertleşen yapıştırıcıların avantajlarını tek bir sistemde birleştirirler. Bu materyale örnek olarak Phase® II Dual Cure (Reliance Orthodontic Products) verilebilir. Materyal 4 dakika sürede kimyasal olarak sertleşir, 30 saniye sürede ışıkla sertleşir ya da 10 saniye ışıkla sertleştirildikten sonra kimyasal sertleşmeye bırakılabilir (45).

Avantajları:

- ✓ Uygulama kolaylığı ve daha uzun çalışma zamanına birlikte imkân verir.
- ✓ Tek diş yapıştırılmalarda çift polimerizasyon ışıkla sertleşmenin hızına sahiptir. Ayrıca molar ve premolar bölgede polimerizasyonun gecikmesi nem kontaminasyonu riskini artırdığından çift polimerizasyon avantajlıdır.
- ✓ Tüm ark yapıştırılmalarda yalnızca son birkaç diş için ışığa ihtiyaç duyulacağından çift polimerizasyon konvansiyonel ışıkla sertleşmeye göre daha hızlıdır.
- ✓ Diğer materyallere göre daha az teknik hassasiyete sahiptir (45).

Dezavantajları

✓ İki patın karıştırılması gerekir ve bu zamana ek olarak iyi tekniğe sahip bir yardımcı gerektirir.

✓ Uygulandığı anda polimerizasyon başlamışsa materyal düşük bağlanma kuvveti gösterir (45).

Çift polimerizasyon gösteren yapıştırıcılar kimyasal sertleşen ve ışıkla sertleşen yapıştırıcılar ile benzer bağlanma kuvveti göstermişlerdir (66).

#### **2.5.4 Kendinden yapıştırıcı braketler**

3M Unitek firması tarafından tanıtılan bu braketler hasta başında geçen zamanı azaltmayı ve her brakette kullanılan kompozit miktarını standardize etmeyi amaçlamaktadır. Braketlerde kullanılan yapıştırıcı konvansiyonel braketlerde kullanılanlara benzer olarak ışıkla sertleşen yapıştırıcıdır (45).

Bir çalışmada kendinden yapıştırıcı seramik ve metal braketlerin bağlanma kuvvetleri Transbond™ XT ile yapıştırılan konvansiyonel metal ve seramik braketlerle karşılaştırılmıştır. Kendinden yapıştırıcı ve yapıştırıcısız seramik braketler benzer bağlanma kuvveti gösterirken kendinden yapıştırıcı ve yapıştırıcısız metal braketler daha düşük bağlanma kuvveti göstermişlerdir (67).

Kula ve ark. (68), 3M kendinden yapıştırıcı braketleri Transbond™ XT ile yapıştırdıkları braketler ile karşılaştırdıkları klinik çalışmada braket kopma oranlarında bir fark (%7,5) bulmamışlardır.

#### **2.5.5 Işık ile renk değiştiren (photochromatic) yapıştırıcılar**

Armstrong ve ark (7), renkli kendinden yapıştırıcı braket APC™ Plus (3M Unitek, Monrovia, California) kullanımının mine rengindeki Transbond™ XT ile yapıştırılan braketlere göre taşan yapıştırıcı miktarının azalmasına neden olup olmadığını görmek amacıyla model üzerinde bir çalışma yapmışlardır. Taşan yapıştırıcı temizlenmediğinde, plak miktarının arttığı, gingivada mekanik irritasyon etkeni olarak rol aldığı ve beyaz nokta lezyonlarının insidansını artırdığı tespit



edilmiştir. Yazarlar renkli yapıştırıcı kullanımının uzaklaştırılan artık kompozit miktarında artışa neden olmadığını bildirmiştir.

Birçok ortodontik firma yapıştırma işlemi sırasında ışıkla sertleşme öncesi ve söküm sonrası artık yapıştırıcının kolay uzaklaştırılabilmesi amacıyla renk değiştirebilen kompozit materyaller üretmiştir. Transbond™ Plus 3M Unitek (Monrovia, CA) tarafından üretilen, hem metal hem şeffaf braketlere mükemmel bağlanma kuvveti olduğu iddia edilen renk değiştirebilen ortodontik yapıştırıcıdır (69). İçindeki pembe gösterge hem gün ışığına hem de polimerizasyon için kullanılan ışığa maruz kaldığında aktive olur. Yapıştırıcının renk değiştirmesi tam bir sertleşmenin ya da polimerizasyonun göstergesi olmayıp amaç yalnızca tedavi boyunca kabul edilebilir bir estetiğin sağlanmasıdır. Başlangıçtaki pembe rengi braket yapıştırılma işlemi sırasında (sertleşme öncesi) ileride potansiyel bir bakteri kolonizasyonu alanı oluşturabilen ve mine dekalsifikasyonuna yol açabilen taşkın yapıştırıcının uzaklaştırılması işlemini kolaylaştırmayı amaçlar. Ayrıca bu taşkın yapıştırıcı alanı gingival bölgede bir mekanik irritasyon etkeni olarak da rol oynar (13,70,71).

### **2.5.6 Isı ile renk değiştiren yapıştırıcılar**

Bu alanda en yeni tanıtılan ürün Ormco™ firması (Glendora, CA) tarafından geliştirilen estetik braketler için en uygun içeriğe sahip olduğu iddia edilen BlueGloo™, çift yönlü renk değiştirebilen yapıştırıcıdır. Tüpten çıktığında koyu mavi renkte olan yapıştırıcı Damon™ 3 (Ormco, Glendora, CA) gibi rezin-kompozit braket tabanları için geliştirilmiştir. 32 °C' nin üzerindeki sıcaklıkta diş rengine döner (10 sn ışınlama süresi). 32 °C' nin altındaki sıcaklıkta tekrar koyu mavi renge dönerek söküm sonrası yapıştırıcının tamamen uzaklaştırılmasını sağlar (72).

Grēngloo™ (Ormco, Glendora, CA) ise aynı özellikleri gösteren metal braketler için üretilmiş yapıştırıcıdır. Ormco'nun internet sitesine göre Grēngloo™ diğer ışıkla sertleşen yapıştırıcılara göre daha hızlı polimerize olur ve başlangıç kuvvet yüklemesinde daha yüksek bağlanma kuvveti sağlar. Ayrıca travmatik darbelerden kaynaklı braket kayıplarını azaltabilmek için %118'e kadar daha fazla

darbe dayanımına sahip olacak şekilde tasarlanmıştır. Patentli kimyasal formülü metal braketlere birleşme eğilimi göstererek güvenilir bir bağlanma kuvveti elde edilmesine yardımcı olur. Yapıştırıcının düşük sıcaklıklardaki yeşil rengi taşkın yapıştırıcının kolay uzaklaştırılmasını sağlar. Yapıştırıcının ısı vücut sıcaklığına yaklaştığında renk kaybolarak tedavi süresince şeffaf kalır. Braketlerin sökülmesinden sonra, kısa bir süre hava ya da su uygulanarak yüzey ısısının düşürülmesi yapıştırıcının orijinal yeşil rengine dönerek kalan yapıştırıcının kolayca uzaklaştırılmasını sağlamak için yeterlidir (73).

### **2.5.7 Anti bakteriyel yapıştırıcılar**

Bu yapıştırıcıların amacı braket tabanı etrafındaki demineralizasyonun azaltılmasıdır. MDPB (12-methacryloxydodecyl-pyridinium bromide) enfekte insan dentini üzerinde anti bakteriyel etki göstermiş ve güncel bir yaklaşım olarak sabit tedavi sırasında mine yüzeyindeki mine demineralizasyonu alanını azaltmak amacıyla yapıştırıcı ajanlarının içine anti bakteriyel ajanlar eklenmiştir (74).

Bu yöntem şu hipoteze dayanmaktadır: Eğer anti bakteriyel ajan olan MDPB mine üzerinde koruyucu etkisi varsa dekalsifikasyon insidansını azaltabilir ve *in vivo* olarak gingival durumu iyileştirebilir (74).

Bulut ve ark. (75), üç yapıştırıcı sistemi Clearfil Protect Bond™ (Kuraray, Osaka, Japan ) ve MDPB içeren kendinden asitli primer kullanarak ve kullanmayarak karşılaştırmıştır. Yazarlar karıştırılmayan yapıştırıcı (Unite™ ,3M ESPE, USA) ve pata/pat kimyasal sertleşen yapıştırıcı (Concise™ ,3M ESPE, USA) ve ışıkla sertleşen yapıştırıcı (Transbond™ XT, 3M Unitek) ların bağlanma dirençlerini karşılaştırmışlar ve tüm kombinasyonların klinik kullanım için yeterli bağlanma kuvveti gösterdiğini bildirmişlerdir (74).

### **2.5.8 Akışkan kompozitler**

Genellikle kompozitlerin doldurucu içeriği arttıkça bağlanma kuvvetleri artar. Fakat daha az doldurucu içeren kompozitlerin braket tabanındaki örgüler arasına

daha iyi aktığı ve mekanik olarak daha iyi kilitlendiği böylece bağlanma direncini artırdığı düşünülmüştür (74).

Uysal ve ark. (76), üç farklı akışkan kompozitin (Pulpdent Flows-Rite™, 3M Filtek™ ve Heraeus ® Kulzer Flow Line) bağlanma direncini Transbond™ XT (3M Unitek)' den daha düşük bulmuşlardır.

Tüm yapıştırıcılar standartlara uygun bağlanma kuvvetine sahip bulunsa da, akışkan kompozitlerde braket kopma oranı Transbond™ XT' ye göre %30-40 daha fazla ve bağlanma direnci de %50 kadar daha düşük bulunmuştur. Görsel ve ışık mikroskop incelemeleri akışkan kompozitlerin braket tabanındaki tutucu mekanizmasına tamamen penetre olmadığını göstermiştir (76).

### **2.5.9 Cam iyonomer yapıştırıcılar**

Cam iyonomer simanların yapıştırma amaçlı kullanımı bir süre önerilmiş ve bu yapıştırıcıların bazı avantaj ve dezavantajları şu şekilde belirtilmiştir (74);

Avantajları:

- ✓ Simanlar tükürükten florid absorbe eder ve ortama geri salar.
- ✓ Braketin ve artık yapıştırıcının uzaklaştırılması kolaydır.
- ✓ Daha uzun çalışma zamanına sahiptirler.
- ✓ Asitleme aşamasını ortadan kaldırır
- ✓ Islak ortamda yapıştırma imkânı sağlarlar

Dezavantajları:

- ✓ Bağlanma kuvvetleri kompozitlere göre daha azdır.
- ✓ Cam iyonomer simanlar 24 saat boyunca maksimum güce ulaşmazlar.

Bağlanma kuvveti konusu önemli bir problemdir. Birçok yazar cam iyonomer simanlarda kompozite oranla daha yüksek braket kopma oranı bildirmişlerdir (77,78).

Işıklı sertleşen cam iyonomer simanların tanıtılmasıyla mutlak bağlanma kuvvetinde ve 1. ve 24. saatteki bağlanma kuvvetlerinde artış sağlanmıştır (79). Işıklı sertleşen cam iyonomer simanlar, ortodontik yapıştırıcı olarak kimyasal sertleşen cam iyonomer simanlara göre daha iyi bir bağlanma gösterirler (80).

Işıklı sertleşen cam iyonomer simanlar Fuji LC ® (GC, Chicago, IL, USA), Fuji II LC ® (GC, Chicago, IL, USA), Vitremer™ (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) ve Photo Fil in bağlanma kuvvetleri Transbond™ XT ile karşılaştırılmıştır (74). Işıklı sertleşen cam iyonomer simanlar, ışıkla sertleşen kompozitlere göre daha düşük bağlanma kuvveti göstermişlerdir. Yapılan çalışmalarda ise Fuji Ortho LC ® (GC, Chicago, IL, USA) cam iyonomer simanın asitleme olmadan ve tükürük varlığında bile yapıştırabilme gücü olduğu iddia edilmiştir (81).

Jobalia ve ark. (82), yaptıkları çalışmada %10 poliakrilik asit kullanımı ve minenin nemlendirilmesi sonrası Fuji Ortho LC ® (GC, Chicago, IL, USA) rezin yapıştırıcıların bağlanma kuvvetine yaklaştıklarını bildirmişlerdir. Optimum yapıştırma kuvvetinin GC Fuji Ortho LC ® (GC, Chicago, IL, USA) tarafından elde edilebilmesi için mine yüzeyinin asitlenmesi gereklidir, fakat nemlendirme bağlanma kuvvetini anlamlı olarak etkilememiştir. Başka bir çalışmada, Concise™/asitleme/kurutma grubu ile Fuji Ortho LC ®/asitleme/kurutma grubu benzer bağlanma kuvvetleri göstermiştir (10,5 MPa ve 8,2 MPa) (83).

#### **2.5.10 Siyanoakrilatlar**

Siyanoakrilatlar (Smartbond ®, Gestenco International AB, Sweden) nemli ortamda basınç uygulandığında herhangi bir katalizör gerektirmeden ince bir tabaka halinde polimerizasyon gösterebilen yapıştırıcılardır. Yapılan *in vivo* çalışmalarda braket kopma oranı konvansiyonel yapıştırıcılara oranla yüksek bulunmuştur (84,85).

Siyanoakrilatın polimerize olma süreci yaklaşık 5 sn sürmektedir. Bu süre direk yapıştırmada dezavantaj olarak görülse de indirek yapıştırmada olumlu bir özelliktir. Klocke ve ark. (86), siyanoakrilatların indirek yapıştırmada kullanımını

araştırmış ve konvansiyonel indirek yapıştırma ajanlarına göre bağlanma kuvvetini daha düşük bulmuştur.

### **2.5.11 Ormoserler (Organically Modified Ceramics)**

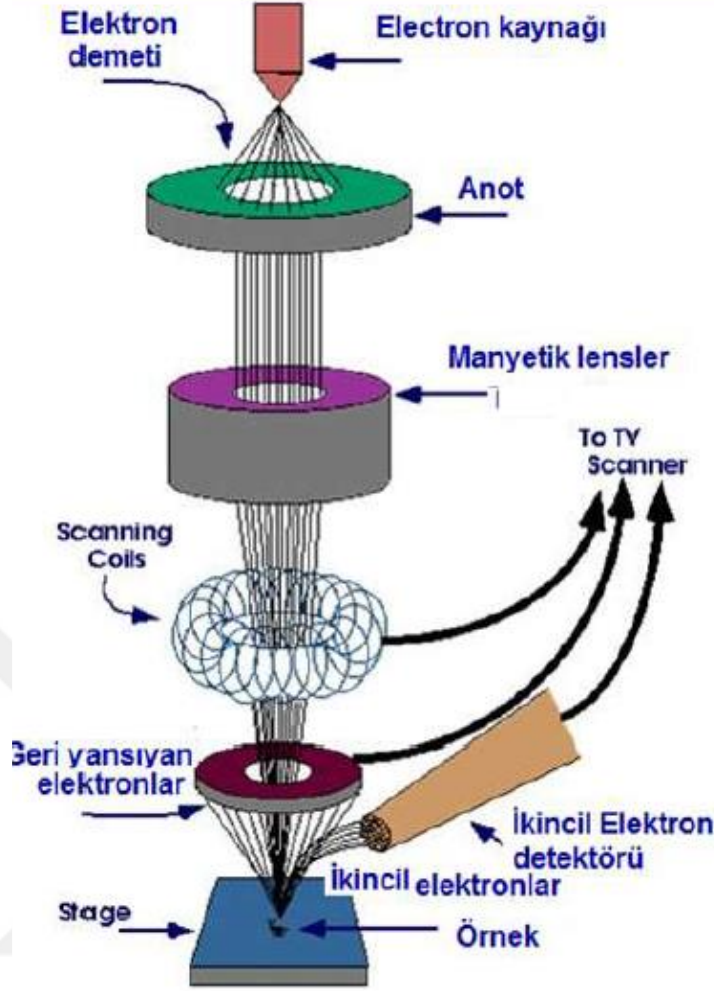
Ormoserler inorganik silanlı doldurucu parçacıklarla birlikte inorganik-organik kopolimerler içeren materyallerdir. Ormoserler 3 boyutlu çapraz bağlı kopolimerler olarak tanımlanır ve artık monomer bırakmadan polimerize olduğundan yüksek biyolojik uyum gösterirler. Isıyla genleşme katsayıları mineye yakındır (45).

## **2.6 Taramalı elektron mikroskobunun (sem) çalışma prensibi**

Temel olarak taramalı elektron mikroskobu, tungsten lantan hekza borit katottan veya alan emisyonlu (FEG) tabancadan ortaya çıkan elektronların kullanımı incelenecek malzeme yüzeyine gönderilmesi sonucu oluşan etkileşmelerden yararlanılması esasına dayanır (87).

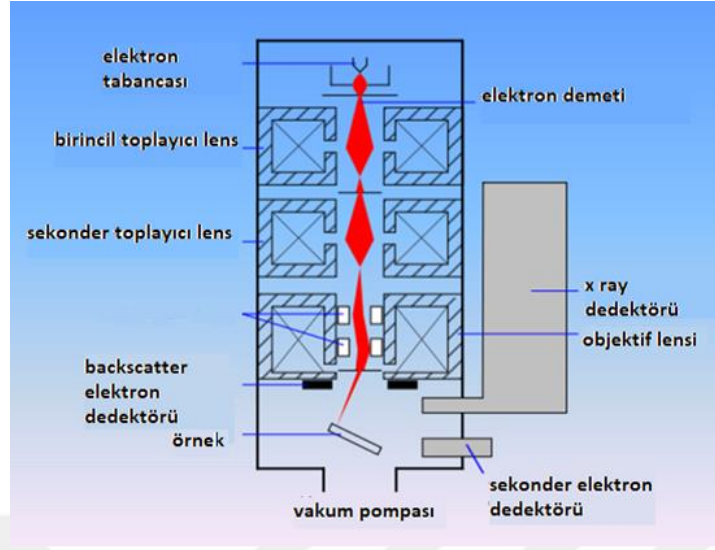
SEM'lerde genel olarak bu elektron enerjisi 200-300 eV dan 100 keV a kadar değişebilir. Bu amaçla, yoğunlaştırıcı elektromanyetik mercekle (condenser lense) toplanan, objektif mercekle odaklanan elektron demeti, yine elektromanyetik saptırıcı bobinlerle örnek yüzeyinde tarama işlemi (scanning) gerçekleştirir (87).

Bir taramalı elektron mikroskobunda görüntü oluşumu temel olarak; elektron demetinin incelenen örneğin yüzeyi ile yaptığı fiziksel etkileşmelerin (elastik, elastik olmayan çarpışmalar ve diğerleri) sonucunda ortaya çıkan sinyallerin toplanması ve incelenmesi prensibine dayanır (Şekil 2-2) (87).



Şekil 2-2 Yoğunlaştırıcı elektromanyetik merceklerle (condenser lense) toplanan, objektif merceklerle odaklanan elektron demeti, yine elektromanyetik saptırıcı bobinlerle örnek yüzeyinde tarama işlemini (scanning) gerçekleştirir (87).

Bunlardan ilki, gelen elektron demetindeki elektronların, malzemedeki atomlarla yapmış olduğu elastik olmayan çarpışma sonucu yani, örnek yüzeyindeki atomlardaki elektronlara enerjilerini transfer ederek ortaya çıkan ikincil elektronlardır (secondary electrons). Bu elektronlar örnek yüzeyinin yaklaşık 10 nm'lik bir derinliğinden ortaya çıkarlar ve bunların tipik enerjileri en fazla 50 eV civarındadır. İkincil elektronlar foto çoğaltıcı tüp yardımıyla toplanıp, örneğin tarama sinyali konumuyla ilişkilendirilerek yüzey görüntüsü elde edilir (87).

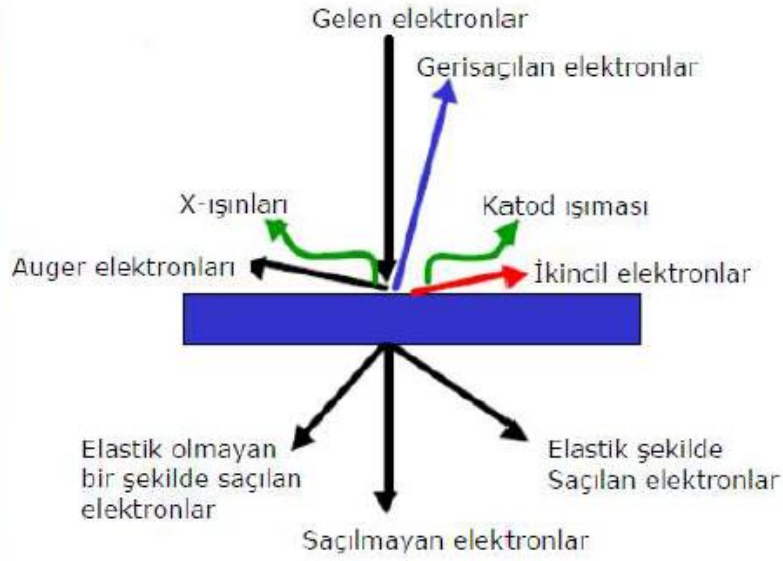


Şekil 2-3 Saçılma elektronları, yüzeyin derin bölgelerinden gelen daha yüksek enerjili elektronlardır (87).

Elektron demeti ile incelenen örnek yüzeyindeki malzeme arasındaki etkileşimde ortaya çıkan diğer bir elektron grubu ise geri saçılma elektronları (backscattered electrons) adı verilen elektronlardır. Bu elektronlar, yüzeye gelen elektron demeti ile yaklaşık  $180^\circ$  açı yapacak biçimde saçılırlar (87).

Geri saçılma elektronları, yüzeyin derin bölgelerinden (yaklaşık 300 nm'ye kadar) gelen daha yüksek enerjili elektronlardır (Şekil 2-3). Bu enerjideki elektronlar bir foto çoğaltıcı tüp tarafından tespit edilemeyecek kadar yüksek enerjiye sahip olduklarından, genellikle quadrant foto dedektörlerle (katı hal dedektörleri) yardımıyla tespit edilir (87).

Bilindiği üzere bu tür dedektörler üzerine gelen elektronların indüklediği elektrik akımının şiddetine göre çıkış sinyali verirler. Örnekteki yüksek atom numarasına sahip bir atomdan saçılan elektronun enerjisi küçük atom numaralı bir atomdan saçılana göre daha yüksektir. Sonuç olarak ikincil elektronlar incelenen örneğin kompozisyonu hakkında bilgi verir (87).



**Şekil 2-4 Ortaya çıkan karakteristik X ışını, SEM 'de incelenen malzemenin element bakımından muhtevasının nitel ve nicel olarak tespit edilmesine yardımcı olur.**

Gelen elektron demetinin incelenen örnek yüzeyi ile yapmış olduğu diğer bir etkileşme ise (yaklaşık 1000 nm derinlik civarında), karakteristik X ışınlarının çıktığı durumdur (87).

Buna göre örneğe çarpan elektron, örnekteki atomun iç yörüngesinden bir elektron kopmasına neden olunca, enerji dengelenmesi gereği bir üst yörüngedeki elektron bu seviyeye geçer ve geçerken de ortama bir X ışını yayar ve buna da karakteristik X ışını adı verilir (87).

Bu X ışını 10 mm<sup>2</sup> çapındaki bir Si (Li) dedektörle algılanır, ortaya çıkan sinyal yükselticiye, oradan çok kanallı analizöre ve daha sonra da SEM sistemin bilgisayarına gönderilir. Sonuçta ortaya çıkan karakteristik X ışını ki bu ışının enerjisi her atoma özeldir, SEM' de incelenen malzemenin element bakımından içeriğinin nitel ve nicel olarak tespit edilmesine yardımcı olur (87).



## 2.7 Braketler etrafında kalan taşkın kompozit ile ilişkili risk faktörleri

Sabit apareylerin çeşitli aktif ve pasif bileşenleri, bakteriyel kolonizasyon için üreme alanları oluşturmakta ve ağız bakımını zorlaştırmaktadır. Mikroorganizmaların yüzeylere yapışması, elektrostatik etkileşimlerin ve Van-der-Walls kuvvetlerinin bir sonucudur (88). İlk yapışma daha fazla kolonileşmeyi sağlayan önemli bir faktör olmakla birlikte, bağlanma mekanizması ve sonraki adezyonlar farklılık göstermektedir (89).

Ortodontik tedavi gören hastalar düşük pH ortamı, artan retanif alanlar ve tükürükteki *Streptococcus mutans* miktarında artışa yol açabilen gıda partiküllerinin tutulması gibi oral ekolojik değişikliklere sahiptirler (90). Hem ortodontik ataşmanların hem de kompozitin tasarımı ve yüzey özellikleri plak tutulumunu etkileyebilir (50,91,100,101).

Bonding materyali olarak kullanılan kompozitler, tek başlarına veya kombinasyon halinde hareket eden çeşitli aerobik ve anaerobik mikroorganizmaları barındırabilen bir polimerik matrise sahiptir. Kompozit yüzeyin pürüzlülüğü, oral mikroorganizmaların hızlı bir şekilde bağlanmasına ve büyümesine yol açmaktadır (91,100).

Klinik gözlemler, yaygın olarak görülen demineralizasyon alanının yapıştırıcı ve mine yüzeyi arasındaki bağlantıda ve genellikle braket tabanına komşu gingival bölgede olduğunu göstermiştir (100). Yapıştırıcının mine yüzeyi ile aynı renkte olması, taşkın yapıştırıcının klinik olarak, özellikle de braket tabanına komşu gingival bölgede tespit edilmesini zorlaştırmaktadır. İyi bir ağız hijyeni sağlandığı helde braketin yerleştirilmesinden sonraki 1 hafta içinde, diş yüzeyinde tek tabakalı bakteri tabakası bulunurken, braket tabanına komşu taşkın kompozit yüzeyinin neredeyse tamamen kalın bir bakteri tabakası ile kaplandığı ve bakterilerin dağılımının 2 ve 3 haftalarda da benzer şekilde olduğu görülmüştür. Bu bulgu, braket

tabanı etrafındaki taşkın yapıştırıcının, pürüzlü yüzeyi nedeniyle plak gelişimi için belirgin bir predispozan faktör olduğunu kanıtlamaktadır (99,153).



### 3MATERİYAL VE METOT

*In vitro* yapılan bu çalışmanın Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 18-1.1/30 numarası ile etik onayı bulunmaktadır.

#### 3.1 Çalışmamızda kullanılan dişler

Çalışmamızda 30 adet maksiller premolar diş kullanılmıştır. Bu çalışmanın gücü, G Power (Ver. 3.0.10. Franz Faul, Almanya) programı kullanılarak, gruplar 1:1 oranında, 0,88 etki düzeyinde ve  $\alpha$ : 0,006 anlamlılık düzeyinde, örnek sayısı 30 olduğu zaman %75' ten (0,7622) büyük olarak tespit edilmiştir. Dişler Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Hastalıkları Cerrahisi Anabilim Dalına başvurmuş hastalardan çekim sonrası temin edilmiştir. Dişlerin seçiminde hastanın yaşı, cinsiyeti, kaçınıcı premolar diş olduğu gibi ölçütler göz ardı edilmiştir. Önemsenen ölçütler dişlerin periodontal sebeplerden çekilmiyor olması, çürük veya dolgu içermemesi, mine üzerinde çatlak veya davye izi olmamasıdır.

#### 3.2 Dişlerin saklanma koşulları

Minenin yapısının bozulmaması, bakteri ürememesi, kimyasal bir farklılaşma olmaması dişlerin saklanması esnasında istenen koşullardır. Çalışmamızda kullandığımız dişler, çekildikten hemen sonra hava su spreyi ile yıkanmış, kurutulmuş, içerisinde %0,1'lik timol solüsyonu (Şekil 3-1) olan siyah cam şişelerde karanlıkta ve oda sıcaklığında saklanmışlardır. Timol solüsyonları, ayda bir yenilenmiştir.



Şekil 3-1 Çekilen dişlerin bekletildiği %0,1 timol solüsyonu içeren cam şişe.

### 3.3 Dişlerin braket yapıştırılma işlemine hazırlanması

Maksiller premolar dişler, timol solüsyonundan çıkarılıp, yıkanıp, kurutulmuş ve elektron mikroskopunda daha iyi görüntü verebilmeleri için bukkolingual yönde mümkün olduğunca kısaltılmıştır (Şekil 3-2). Bu amaçla mine sement sınırının altından su soğutması altında aeratör ile kesilen dişler daha sonra insizogingival yönde santral fossadan kesilerek hem diş boyunun azalması sağlanmış hem de altın kaplama öncesi 12 mm'lik pinler üzerindeki çift taraflı bantlara oturtulabilecek düz bir yüzey elde edilmiştir.



Şekil 3-2 Dişlerin bukkolingual ve okluzogingival yönde kısaltılması.

Altın kaplama ve elektron mikroskobu altında inceleme sırasında yüksek vakum ile çalışılabilmesi için (yüksek vakum daha net görüntü alınmasını

sağlamaktadır) tüm pulpa odası ve kanalları akışkan kompozit Filtek™ Z250 XT (3M ESPE, USA) ile doldurulmuştur (Şekil 3-3).



Şekil 3-3 Pulpa odasının doldurulması.

Yapıştırma işlemi öncesinde diş yüzeyinde hiçbir organik veya mekanik artık kalmaması için dişler timol solüsyonundan çıkarılıp hazırlanan düzenekte sabit ağırlığa bağlı sivri ucun altına yerleştirilebilmesi için çift taraflı bant ile hareket ettirilebilen cam bir yüzeye yapıştırılmıştır. Düşük devirde, yumuşak kıl fırça ile florsuz pomza ve su karışımıyla 10 saniye vestibül yüzeylerinden fırçalanmışlardır. Fırçalama sonrasında 20 saniye hava su spreyiyle yıkanmış ve konvansiyonel asitleme yapılacak dişler, asitleme öncesinde 20 saniye hava spreyi ile kurutulmuşlardır.

### 3.4 Çalışmamızda kullanılan braketler

Çalışmamızda, American Orthodontics (Sheboygan, Wisconsin, USA) firmasının Mini Master ® MBT serisinden 30 adet 0.022"x0.028" slotlu premolar braketini kullanılmıştır ( Şekil 3-4).



Şekil 3-4 Çalışmamızda kullanılan braket seti.

### 3.5 Braketlerin dişlere yapıştırılması

Çalışmamızda, 15'er diş içeren 2 adet grup oluşturulmuştur ve bu gruplardaki dişler 2 farklı ortodontik amaçlı yapıştırıcı ile firmaların tarif ettiği şekilde yapıştırılmışlardır. Yapıştırma esnasında, braket tabanlarındaki yapıştırıcıların, mine ve braket tabanı içine penetrasyonunu sağlamak ve bastırma işleminde uygulanan kuvveti standardize edebilmek için 330 gr kuvvet uygulayan özel olarak tasarlanan bir düzenek kullanılmıştır (Şekil 3-5). Taşan yapıştırıcılar da yine sond yardımıyla braket kenarlarından uzaklaştırılmıştır.



Şekil 3-5 Uygulanan kuvveti standardize etmek amacıyla hazırlanan 330gr ağırlığında alüminyum düzenek.

### 3.6 Çalışmamızda kullanılan yapıştırıcı sistemleri

Çalışmamızda bir grupta Transbond™ XT Light Cure (3M Unitek Orthodontics, Monrovia, CA, USA) konvansiyonel yapıştırıcı (Şekil 3-6) kullanılırken diğer grupta Grēngloo™ Light Cure (Ormco Corporation, Glendora, CA, USA) yapıştırıcı sistemi (Şekil 3-7) kullanılmıştır. Yapıştırıcı sistemleri ve kimyasal içerikleri Tablo 3.1 de belirtilmiştir.



Şekil 3-6 Transbond™ XT Light Cure Yapıştırıcı Seti.



Şekil 3-7 Grēngloo™ Light Cure Yapıştırıcı Seti.

Tablo 3.1 Çalışmamızda kullanılan yapıştırıcı sistemleri ve içerikleri

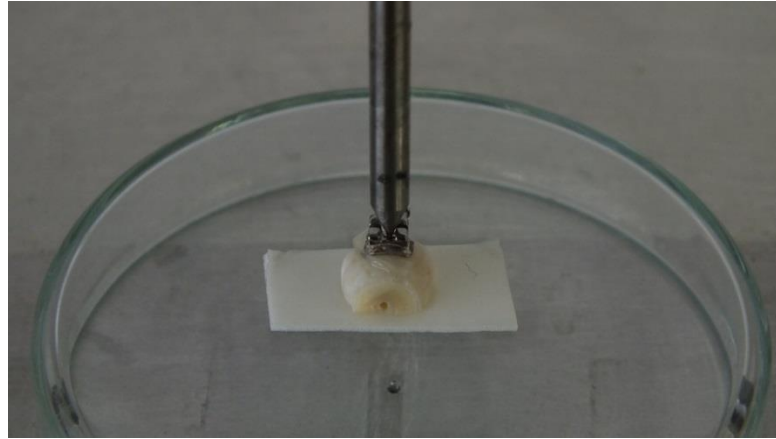
Materyaller	Işınlama Süresi	Materyal İçeriği	Üretici
-------------	-----------------	------------------	---------

Grēngloo <sup>TM</sup> Light Cure	20 sn	polimerize olmamış ester monomerleri (%20-38), inert mineral doldurucular, silika ve koruyucular	Ormco Corporation, Glendora, CA, USA
Transbond <sup>d</sup> <sup>TM</sup> XT Light Cure	20 sn	bis-GMA(%5-10), bis EMA (%10-20), TEG-DMA(%5-10), silanlanmış quartz, silanlanmış silika	3M Unitek orthodontics, Monrovia, CA, USA

Asitleme ve ışınlama süresi üretici firmaların kullanım talimatı doğrultusunda belirlenmiştir. \* Bis-GMA: bisphenol A Diglycidyl methacrylate, bis-EMA: Bisphenol A bis(2-hydroxyethyl ether) dimethacrylate, TEG-DMA: triethylene glycol dimethacrylate.

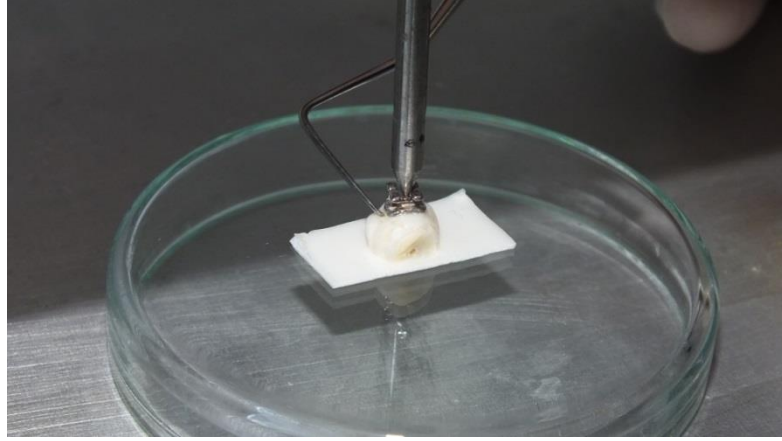
### 3.6.1 Transbond<sup>TM</sup> XT (3M Unitek) + Transbond<sup>TM</sup> XT Light Cure Adhesive Primer (3M Unitek) Grubu

Ponzalanıp yıkanmış kurutulmuş dişlerin vestibül yüzeylerine %37'lik konsantrasyonda fosforik asit içeren mavi jel uygulanmıştır. 30 saniye beklenmiş ve hava su spreyiyle 30 sn yıkanıp kurutulmuştur. Tebeşir beyazı görüntü elde edildikten sonra mine üzerine primer sürülmüştür. Braket tabanına yapıştırıcı uygulanarak hazırlanan düzenek üzerine yerleştirilmiştir (Şekil 3-8).



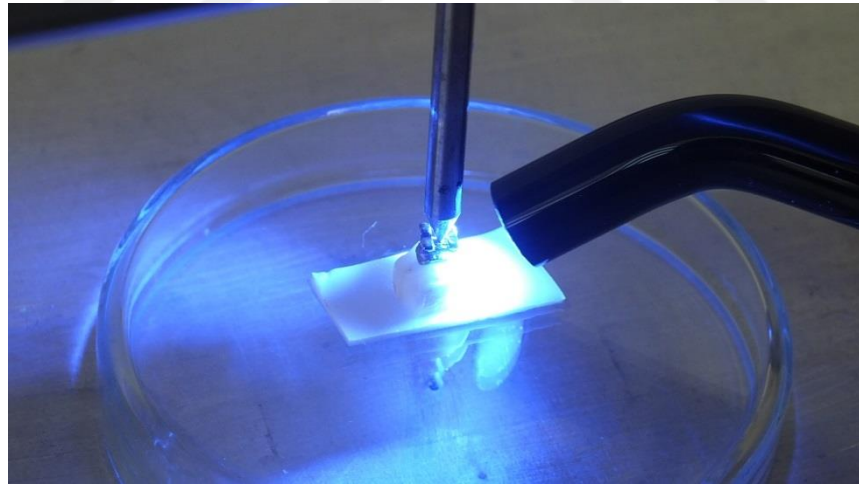
Şekil 3-8 330 gr ağırlığa bağlı sivriltilmiş metal çubuk slotun orta noktasına basınç uygulayacak şekilde yerleştirilmesi.





**Şekil 3-9 Taşan yapıştırıcının sond yardımı ile temizlenmesi.**

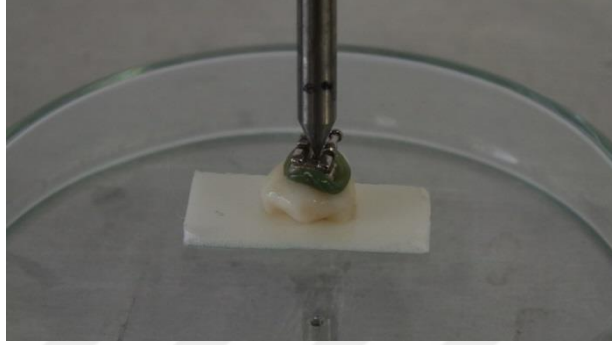
330 gr ağırlığa bağlı sivriltilmiş metal çubuk slotun orta noktasına basınç uygulayacak şekilde yerleştirilmiştir. Taşan yapıştırıcı sond yardımıyla temizlenmiş (Şekil 3-9) ve braketlere T-LED (Elca Technology, ITALY) ışık cihazı ile mezyal ve distal yüzeylerden 10 ar saniye  $1100\text{mW}/\text{cm}^2$  güçte ışık uygulanmıştır (Şekil 3-10).



**Şekil 3-10 Braketler mezyal ve distal yüzeylerden 10 ar saniye ışınlanmıştır.**

### 3.6.2 Grēngloo™ (Ormco) + Ortho Solo™ Primer (Ormco) grubu

Kurutulan dişlerin vestibül yüzeylerine %37 lik fosforik asit jeli uygulanmıştır. Üretici firmanın kullanım talimatlarına uygun olarak 30 sn beklendikten sonra yaklaşık 5 sn hava su spreyi ile basınç altında yıkanıp, tebeşir beyazı görüntü elde edilene kadar kurutulmuştur.



Şekil 3-11 Grēngloo™ (Ormco) yapıştırıcının uygulanması.

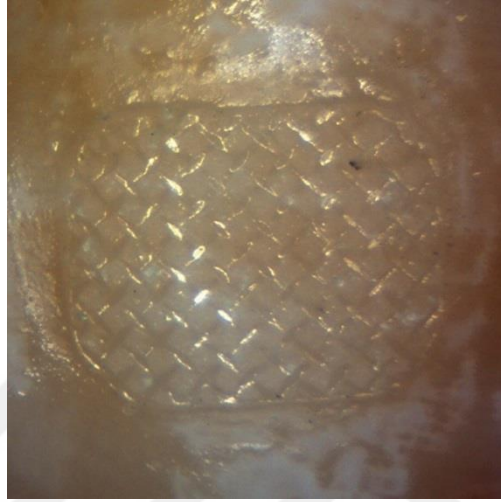
Mine yüzeyine ince bir tabaka Ortho Solo™ bond uygulanmıştır. Braket tabanına yapıştırıcı sürülmüş ve hazırlanan düzenek üzerine yerleştirilmiştir. 330 gr ağırlığa bağlı sivriltilmiş metal çubuk slotun orta noktasına basınç uygulayacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 3-11).

Taşan yapıştırıcı sond yardımıyla temizlenmiş ve braketlere T-LED (Elca Technology, ITALY) ışık cihazı ile mezyal ve distal yüzeylerden 10 ar saniye 1100mW/cm<sup>2</sup> güçte ışık uygulanmıştır Tüm işlemler sırasında ünite bağlı reflektör hazırlanan düzenekten sabit uzaklıkta olacak şekilde ayarlanmıştır.

### 3.7 Örneklerin taramalı elektron mikroskobu ile incelenmesi

Örneklerin SEM ile incelenmesi Kâtip Çelebi Üniversitesi Merkez Laboratuvarında gerçekleşmiştir. Altın kaplama işlemi öncesi braketler dikkatlice sökülmüş böylece ölçüm sırasında ileride anlatılacak olan standart ölçüm yönteminin uygulanabilmesi hedeflenmiştir. Braketler söküldükten sonra dişler stereomikroskop (Olympus SZ61, Olympus Optical Co., Tokyo, Japan) altında 10'luk büyütmede incelenmiş ve tüm örneklerde kompozitin tamamının diş yüzeyinde kaldığı

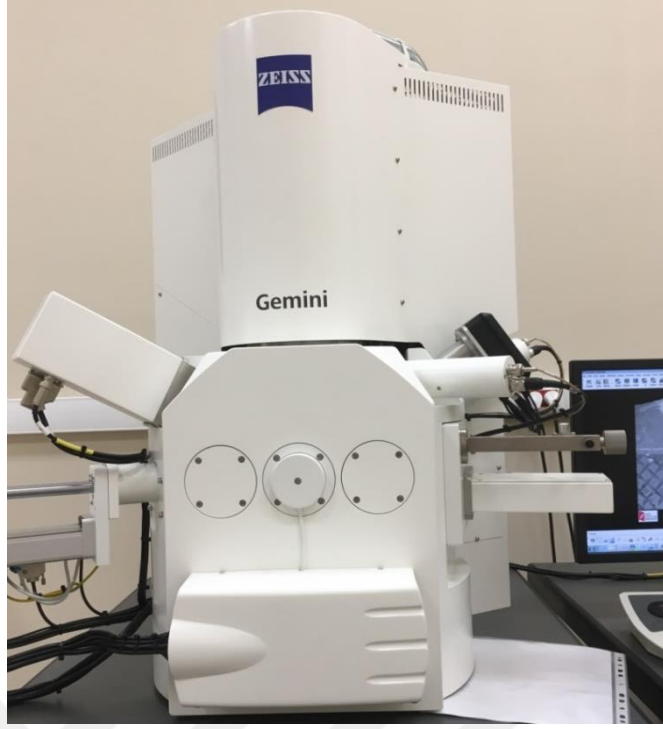
belirlenmiştir. Bu nedenle yeni örnek hazırlanmasına ihtiyaç duyulmamıştır. (Şekil 3-12). Örnekler 6 lı setler halinde altın kaplama cihazına (Quorum Q150RS, FEI Company, Hillsboro, OR, USA) (Şekil 3-13) yerleştirilmiştir. Yüksek vakum altında 5  $\mu$  kalınlığında altın kaplanan örnekler daha sonra taramalı elektron mikroskobuna yerleştirilmiştir (Şekil 3-14).



Şekil 3-12 SEM incelemesi öncesi stereomikroskop ile yüzeyin kontrol edilmesi

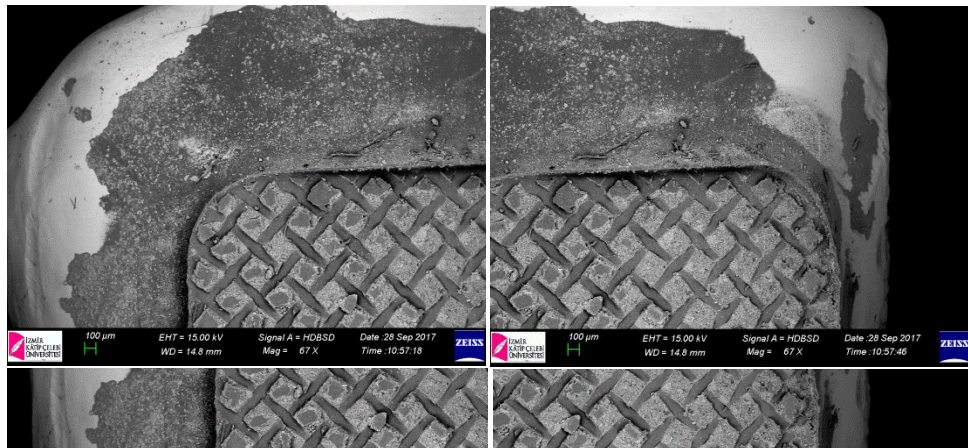


Şekil 3-13 Örneklerin 5  $\mu$  kalınlığında altın kaplanması.

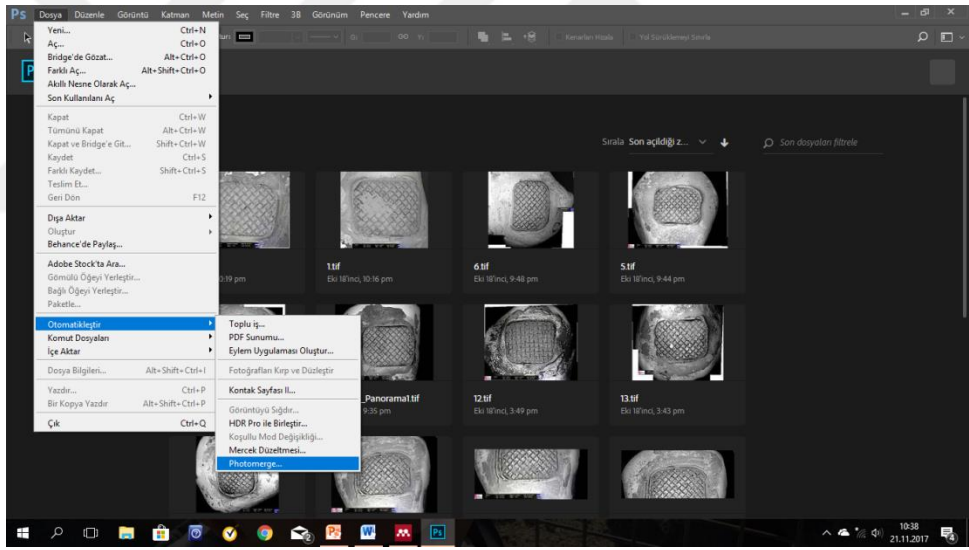


Şekil 3-14 Taramalı elektron mikroskobu.

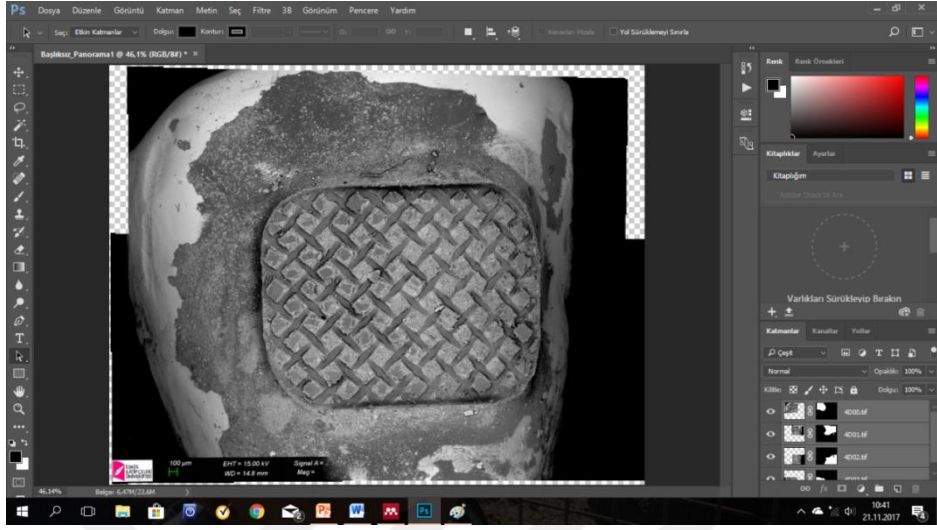
Altın kaplama işleminden sonra örnekler görüntü alınmak üzere elektron mikroskobuna (Şekil 3-14) (ZEISS Sigma 300, Almanya) yerleştirilmiştir. Görüntüler yüksek vakum altında 15 kv voltaj ve backscattering fonksiyonu kullanılarak çekilmiş bu sayede mine yüzeyi (hidroksiapatit) ve yapıştırıcı (polimer) farklı kontrastlarda görüntülenmiştir. Görüntüler tüm yüzeyin daha yüksek büyütmede görüntülenebilmesi için 67 büyütme altında her köşeden birer fotoğraf alınmış (Şekil 3-15) Adobe Photoshop® CC (Adobe Systems, San Jose, CA, 2017) programında Photomerge özelliği kullanılarak birleştirilmiş (Şekil 3-16) ve tek fotoğraf haline getirilmiştir (Şekil 3-17).



Şekil 3-15 Her köşeden 67x büyütmede alınan görüntüler.



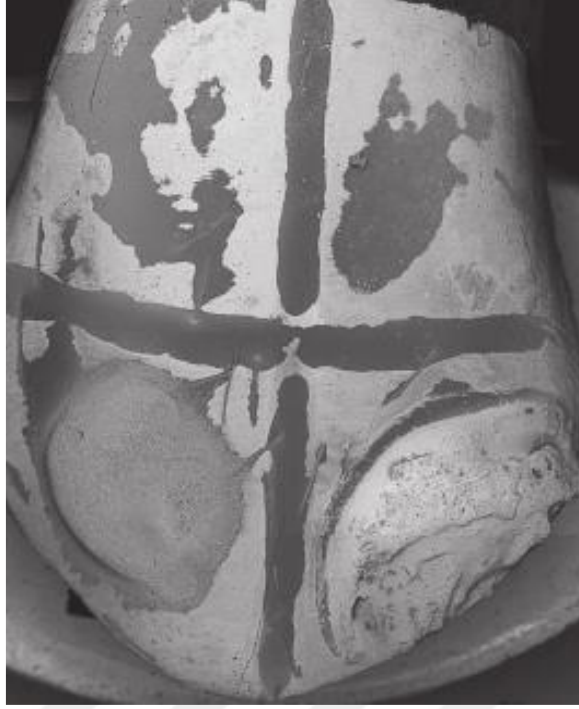
Şekil 3-16 Adobe Photoshop® programında photomerge özelliği ile fotoğrafların birleştirilmesi.



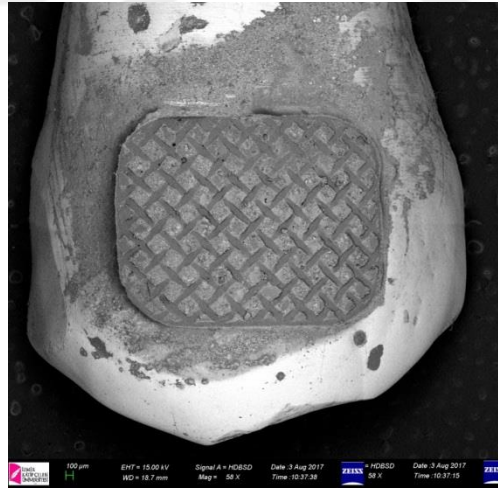
Şekil 3-17 Otomatik birleştirme sonucu oluşan tek görüntü.

### 3.8 Taşan kompozit miktarının belirlenmesi

Görüntüdeki teknik yanılgıları azaltmak amacıyla referans bir diş örneği hazırlanmış ve yüzeyinde sırasıyla şu işlemler uygulanmıştır; sol üst köşeye yalnızca asit, sağ üst köşeye asit ve bond, sol alt köşeye asit+bond+konvansiyonel rezin, sağ alt köşeye asit+bond+renkli rezin (Şekil 3-18).



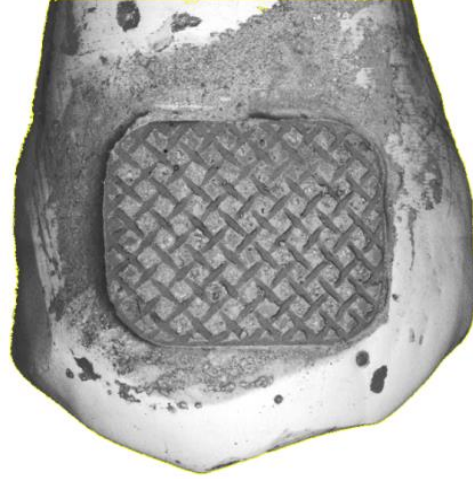
Şekil 3-18 Sol üst köşe asit, sağ üst köşe asit+bond, sol alt köşe asit+bond+konvansiyonel rezin, sol alt köşe asit+bond+renkli rezin.



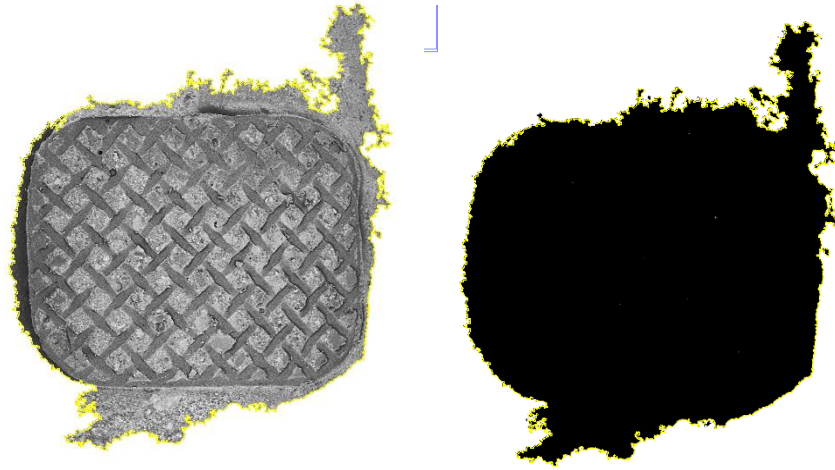
Şekil 3-19 Örnek elektron mikroskobu görüntüsü.

Fotoğraflar üzerindeki tüm işlemler ve ölçümler bilgisayarda IMAGE J programı kullanılarak yapılmıştır. Fotoğraflar üzerindeki 100um uzunluğundaki kalibrasyon çubuğu  $100\mu\text{m}=0,1\text{mm}$  formülü kullanılarak işaretlenmiştir. (Şekil

3-19). Fotoğraflar 8bit formatına çevrilmiş, kontrast artırılmış ve kompozit içeren alanın izole edilebilmesi fotoğraf üzerindeki kompozit (rezin) yüzeyden farklı kontrasta sahip alanlar programın “wand tool” özelliği kullanılarak görüntüden uzaklaştırılmıştır (Şekil 3-20).



Şekil 3-20 Diş yüzeyi dışındaki alanlar uzaklaştırıldıktan sonra.



Şekil 3-21 IMAGEJ programı ile kontrast artırıldıktan sonra.



Kalan tüm siyah alan (Şekil 3-21) IMAGE J programında measure fonksiyonuyla ölçülmüş sonuçlar results fonksiyonuyla kaydedilmiştir. Braket etrafındaki kompozit miktarının belirlenebilmesi için firmadan elde edilen braket taban alanı değeri (10,265mm<sup>2</sup>) ölçümden çıkartılmıştır.

### **3.9 İstatistiksel değerlendirme**

Tüm istatistiksel değerlendirmeler, bilgisayar SPSS versiyon 24.00 (SPSS Inc, Chicago, IL) kullanılarak yapılmıştır. Her bir gruba ait ortalama yapıştırıcı taşıma miktarı, standart sapma, maksimum ve minimum değerler hesaplanmıştır. Örneklem büyüklüğünün 50'den düşük olması sebebiyle gerçekleştirilen Shapiro-Wilk normallik testinin sonuçları incelendiğinde, iki ortodontik yapıştırıcı türünden elde edilen taşıma miktarlarını temsil eden verilerin normal dağılıma uygun dağıldığı sonucuna ulaşılmaktadır (p<0.05). Bu sebeple verilerin analizinde student's t-test kullanılmasına karar verilmiştir.

## 4BULGULAR

### 4.1 Taşma miktarı ile ilgili bulgular

Tablo 4.1 de deney gruplarındaki taşma miktarı ile ilgili bulgular  $\text{mm}^2$  cinsinden verilmiştir. Transbond XT grubunda en yüksek taşma miktarı  $4.46 \text{ mm}^2$ , en düşük ise  $0.125 \text{ mm}^2$  olarak, Grēngloo grubunda ise en yüksek taşma miktarı  $2,572 \text{ mm}^2$  en düşük ise  $0,169 \text{ mm}^2$  olarak bulunmuştur.

**Tablo 4.1** Grupların taşma miktarı değerleri

	<b>Transbond™ XT</b>	<b>Grēngloo™</b>
<b>Örnek</b>	<b>Taşma Miktarı</b>	<b>Taşma Miktarı</b>
	<b><math>\text{mm}^2</math></b>	<b><math>\text{mm}^2</math></b>
1	1,324	1,315
2	2,31	0,847
3	1,364	1,372
4	2,147	0,742
5	0,413	0,358
6	2,488	0,371
7	1,035	1,261
8	0,48	1
9	0,323	0,952
10	4,46	0,351
11	1,683	0,624
12	4,384	0,596
13	3,241	0,169
14	3,311	1,729
15	0,125	2,572

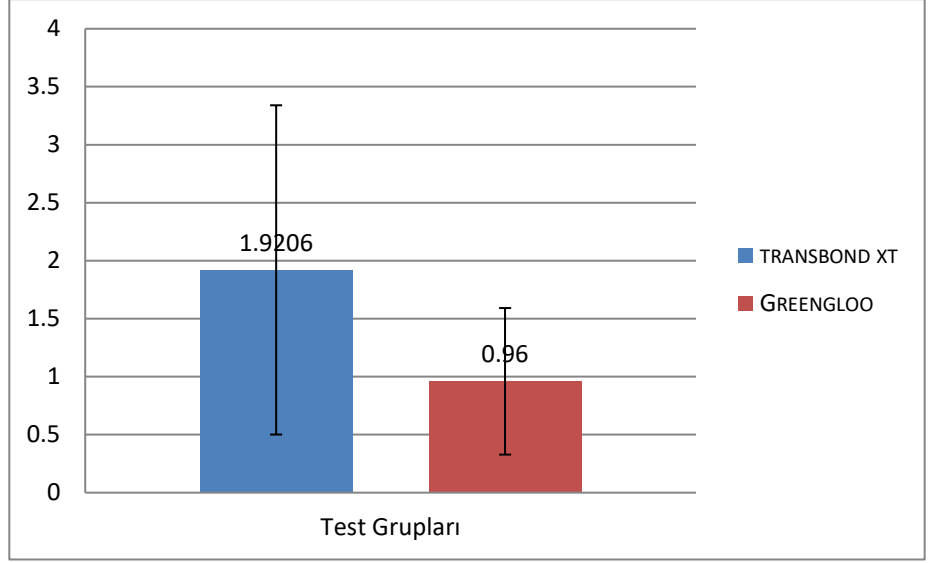
Çalışmada oluşturduğumuz grupların braket etrafına taşan yapıştırıcı miktarlarının ortalamaları ve standart sapma değerleri Tablo 4.2 ve Şekil 4-1 de verilmiştir. İki gruptaki taşma miktarı değerleri Shapiro-Wilk testine göre normal dağılıma uygun çıktığı için gruplar arası farkın belirlenebilmesi amacıyla “Student’s t-testi” uygulanmıştır.

Buna göre, Transbond™ XT’ deki taşma miktarı ( $1.92 \pm 1.420 \text{mm}^2$ ) ile Grēngloo™’nun taşma miktarı ( $0.95 \pm 0.632 \text{mm}^2$ ) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır ( $t(28)=2.418$ ,  $p=0.006$ ). Buna göre Transbond™ XT grubunda yapıştırıcı taşma miktarı ( $\bar{X}=1,9206$ ), Grēngloo™ ( $\bar{X}=0,9506$ ) grubuna göre daha fazladır.

**Tablo 4.2 Student’s t-testi sonuçları**

Gruplar		Ortalama	SD	t	f	P	Maksimum	Minimum
Transbond™ XT	5	1,9206	1,41951	2,418	28	0,006*	4,46	0,125
Grēngloo™	5	0,9506	0,631788				2,572	0,169

$p < 0,05$ \* SD: Standart Deviasyon, N: örnek sayısı



Şekil 4-1 Test gruplarına ait ortalama ve standart sapma değerleri

## 5TARTIŞMA

Ortodonti pratiğinde renk değiştirebilen kompozit yapıştırıcılar sıklıkla kullanılmaktadır. Literatürde bu yapıştırıcıların bağlanma dayanımlarını ölçen pek çok çalışma bulunsa da (60,61,92–94) yapıştırıcıların renkli olma özelliklerini değerlendiren az sayıda çalışma mevcuttur (1,7,95). Kullandığımız iki yapıştırıcının karşılaştırılmasını içeren bir çalışma mevcut değildir.

Çalışmamızda ortodonti pratiğinde sıklıkla kullanılan iki renk değiştirebilen kompozit yapıştırıcı karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmalar braket etrafına taşan kompozit miktarını içermektedir.

Sabit ortodontik tedavi gören hastalar apareylerdeki çok küçük alanların temizlenmesindeki güçlüklerle bağlı olarak mine demineralizasyonu riski ile karşı karşıya kalmaktadır (96,97). Birçok çalışma çürük oluşumunda en önemli etken olan S. Mutans'ın ortodontik tedavi sırasında dental plak biofilminde artarak demineralizasyon ve çürük insidansını artırdığını göstermektedir (15,98).

Klinik olarak en yaygın demineralizasyon alanları braket tabanındaki diş dokusunu çevreleyen, ortodontik yapıştırıcı ve mine bağlantısındadır (95,96). Yapıştırma işlemi sırasında, braket ve mine yüzeyi sınırlarında önemli miktarda yapıştırıcı bırakılır. Bu taşkın yapıştırıcı yeterli şekilde uzaklaştırılmazsa yapıştırıcının pürüzlü yüzeyi mikroorganizmaların tutunup çoğalabileceği bir alan oluşturur. Dolayısıyla artık yapıştırıcı, S. Mutans gibi patojenik bakteriler barındıran dental plak için uygun bir alan oluşturur (99,100).

Ortodontik braketler etrafındaki fazla plak biofilm birikimini engellediği için renkli kompozit rezinlerin potansiyel mine demineralizasyonunun kontrolüne katkıda bulunduğu varsayılmıştır. Geçmiş çalışmalar ortodontik yapıştırıcıların özelliklerinin S. Mutansın yüzeye adezyonunu etkilediğini göstermiştir (16,103,104).

Ortodontik yapıştırıcılar birçok gruba ayrılır; konvansiyonel kompozitler, cam iyonomer simanlar, rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve poliasit modifiye

kompozitler. Bunların arasında kompozit rezinler daha iyi yapışma özelliklerinden dolayı tercih edilirler (105). Yapıştırıcının daha iyi görünebilmesi ve yapıştırma sırasında artık kompozitin daha kolay uzaklaştırılması için renkli ortodontik kompozit rezin yapıştırıcıların kullanılması önerilmiştir (7). Bizim çalışmamızda da Grēngloo™ renk değiştirebilen yapıştırıcı kullanılmıştır.

Ortodonti alanında yapılan ve braketlerin yapıştırıldığı *in vitro* çalışmalarda materyal olarak hayvan dişleri ve insan dişleri kullanılmaktadır. Hayvan dişlerinin kullanıldığı birçok çalışma mevcuttur (106–113).

Hayvan dişlerinin mine tabakasının insan dişlerine benzerlik gösterdiği belirtilirken, bir çalışmada hayvan dişlerinin bağlanma kuvveti daha düşük bulunmuştur (114,115). İnsan keser dişlerinin ve molar dişlerinin kullanıldığı çalışmalar literatürde mevcuttur (114,119–125).

Ortodontik tedavilerde maksimum çapraşıklık vakalarında en fazla çekilen dişler premolar dişlerdir. Bu yüzden premolar dişler, *in vitro* çalışmalarda diğer dişlere göre daha çok tercih edilmektedir (1,61,93,95,126). Bizim de çalışmamızda ortodontik tedavilerde maksimum çapraşıklık vakalarında en fazla çekilen dişler olan premolar dişleri kullanılmıştır.

Çekilen dişlerin braketler yapıştırılmadan önce saklanması amacıyla farklı solüsyonlar kullanılmaktadır. Kullanılan bütün solüsyonlar, minenin yapısının bozulmasını ve bakteriyel infiltrasyonu önlemeyi hedeflemektedir. Solüsyonlar genelde ayda bir değiştirilmektedir. Birçok araştırmada, dişler timol (127–129), salin (130), kloramin T (131), oda sıcaklığında su (132), gibi solüsyonların içerisinde bekletilmiştir. Bizim çalışmamızda ise aynı amaçla % 0,1'lik timol kullanılmıştır.

Literatürde ortodonti alanında çekilmiş insan veya hayvan dişleri kullanılarak yapılmış olan *in vitro* çalışmaları incelediğimizde, dişlerin farklı materyaller içinde sabitlenerek uygulanacak işlemlere hazırlandığı görülmektedir. Bazı araştırmacılar dişleri akrilik bloklara gömme yöntemini tercih ederken (24,61,92,93,126,127,129,133–136), başka bir grup da epoksi rezin içine gömerek

sabitlemeyi tercih etmişlerdir (3,137–139). Akrilik bloklar elektron mikroskobu ile inceleme sırasında yükseklik yaratmaktadır. Ayrıca incelenecek görüntü yüzeyinde gözle görülemeyecek miktarda akrilik ya da epoksi rezin artıklarının kalması görüntü kalitesini etkileyeceğinden, bizim çalışmamızda dişlerin herhangi bir maddeye gömülmemesi tercih edilmiştir.

Mine yüzeyindeki artıklar, yapıştırıcı penetrasyonunu etkileyen bir faktördür. Bu organik artıkları uzaklaştırmak amacıyla, kıl fırça ve lastik kullanılarak, mine yüzeyinin flor içermeyen pomza ile temizlenmesi tercih edilen bir yöntemdir. Önceki çalışmalarda (123–125,132) olduğu gibi bizim çalışmamızda da bu yöntem kullanılmıştır. Bazı çalışmalarda ise flor içermeyen patlardan da yararlanılmıştır (140,141).

Literatürde, *in vitro* çalışmalarda, çok farklı braket sistemleri kullanılmıştır (24,119,122). Bizim çalışmamızda amaç taşan yapıştırıcı miktarının karşılaştırılması olduğu için tek tip metal braket kullanılmıştır.

Asit ile pürüzlendirme, mine yüzeyinde rezinin penetre olabileceği boşluklar oluşturur. Bu boşluklara rezinin girmesiyle mekanik bağlantı sağlanmış olur. Bu rezin uzantılarına rezin tag adı verilir. Dişlerin yüzeyi temizlendikten sonra minenin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılan asidin yoğunluğu ve asitleme süresi çalışmalarda araştırılan konular arasındadır. Ortodontide *in vitro* çalışmaların çoğunda, % 35 - % 37 yoğunluğundaki fosforik asit kullanılmıştır. Asitleme süresi ise farklılık göstermektedir. Literatürde 15 sn. (31,122,142,143), 30 sn. (43,67,127,132,142), 60 saniye uygulanan (26) çalışmalar bulunmaktadır. Çalışmamızda konvansiyonel sistemlerde asit uygulaması, üretici firmaların talimatları doğrultusunda %37'lik fosforik asidin 30 saniye uygulaması şeklinde yapılmıştır.

Literatürde taramalı elektron mikroskobu kullanılarak yapılan çalışmalarda farklı çalışma tasarımları mevcuttur. Ho ve ark. (95), taşkın yapıştırıcı yüzeyinde oluşan S.Mutans miktarını inceledikleri çalışmada, çekilmiş premolar dişleri, braket yapıştırma işlemi öncesinde frasako modellere mum ile sabitleyerek gerçek

yapıştırma ortamını taklit etmişlerdir. SEM incelemesi öncesi braket yapıştırılmış diş kronlarını köklerinden uzaklaştırmışlardır.

Armstrong ve ark. (7), daha gerçekçi bir klinik simülasyon yaratabilmek için Class I çapraşıklığa sahip tyodont çeneler kullanmışlardır. Diş kronlarını köklerinden uzaklaştırdıktan sonra lingual yüzeylerini düzleştirerek altın kaplama ve elektron mikroskobu için kullanılan 12 mm lik pinlere çift taraflı bant ile sabitlemişlerdir. Bizim çalışmamızda da dişlerde pinlere oturacak düz bir yüzey yaratabilmek için lingual yüzeyleri düzleştirilmiştir.

Mishra (144), SEM kullanarak yaptığı çalışmada dişleri 3×2,5 mm lik akrilik bloklara mine sement sınırı yukarıda kalacak ve bukkal yüzleri bloklara dik olacak şekilde gömmüştür. Shinya ve ark. (138), SEM incelemesi öncesi dişleri bukkal yüzleri açıkta kalacak şekilde epoksi rezine gömmüştür. Gentijo ve ark. (145), ise çekilmiş premolar dişler kullanılarak yaptıkları çalışmada SEM incelemesi öncesi dişleri herhangi bir maddeye gömmeyi tercih etmeden metal çubuklara yerleştirmiştir.

Sukontopitark ve ark. (99), da benzer şekilde kökler ve kronun lingual yüzeyini su soğutması altında yüksek hızlı elmas frez ile uzaklaştırmıştır. Alencar ve ark. (1), çalışmalarında çekilmiş premolar dişleri mine sement sınırınının 3 mm altından keserek kronları köklerinden uzaklaştırmış ve bukkal yüzeyleri açıkta kalacak şekilde polyester rezin ile polivinil klorür (pvc) silindirlere gömmüşlerdir. Braket yapıştırma işlemi sonrası 80°C de 20 dakika bekleterek polyester rezinin erimesini sağlamışlar ve kronları silindirlerden çıkartmışlardır.

Bizim çalışmamızda yapıştırıcı içeren alanın net ölçülebilmesi için diş yüzeyinin mümkün olduğunca temiz olması gerektiğinden ağız ortamını taklit etme yöntemi tercih edilmemiştir. Diş kökleri ve lingual yüzeyi uzaklaştırıldıktan sonra kronun bukkal bölümü herhangi bir maddeye gömülmeden çift taraflı bant ile yüzeye sabitlenerek işlemler uygulanmıştır.



Armstrong ve ark. (7), çalışmalarında özel hazırlanmış Class I malokluzyona sahip tyodont çeneler kullanmışlar ve braketleri yapıştırırken klinik ortamına benzer şekilde sond ile kuvvet uygulayarak fazla yapıştırıcının taşmasını, Alencar ve ark. (1), ise standardizasyonu sağlamak için 470 gr ağırlığa sahip bir düzenek kullanarak fazla yapıştırıcının her örnekte eşit kuvvet uygulanarak taşmasını sağlamışlardır.

Bizim çalışmamızda da 330 gr ağırlığa sahip metal bloğun altında uzanan ucu sivriltilmiş metal sap ile kuvvet slotun orta noktasından uygulanmış her örnekte eşit kuvvet elde edilmiştir.

Yapılan çalışmalarda braket etrafına taşan yapıştırıcı, polimerizasyon öncesi henüz yumuşak iken sond ya da küret kullanılarak uzaklaştırılmıştır (4,17,60,61,67,92,93,95,127,129,140,146). Bizim çalışmamızda da sivri uçlu bir sond ile uzaklaştırılması yöntemi tercih edilmiştir.

Işık kaynağı olarak önceki yıllarda yapılan birçok çalışmada halojen cihazları kullanılmıştır (92,127,132,147–149). Fakat LED cihazlarının kullanımının artması sebebiyle, son yıllarda yapılan *in vitro* çalışmalarda daha çok tercih edilmiştir (144). Bizim çalışmamızda da LED cihazı tercih edilmiştir.

Üşümez ve ark. (150), 20 ve 40 saniyelik uygulamanın klinik olarak yeterli polimerizasyon sağladığını, fakat 10 saniyelik uygulamanın yeterli polimerizasyon sağlamadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda 10 sn meziyalden, 10 sn distalden olmak üzere, toplam 20 sn LED ışığı ile polimerizasyon sağlanmıştır.

Çalışmamızda zorluk yaşanan noktalardan biri de braketlerin yapıştırılması sırasında uygulayıcının çalışmanın amacı konusunda bilgisinin olup olmadığı konusudur. Braketlerin yapıştırılması ve ölçümler tek uygulayıcı tarafından yapıldığından kişinin kullanılan yapıştırıcı konusunda bilgisiz olmasını sağlamak mümkün olmamıştır. Uygulayıcı bu konudan habersiz olduğunda braket pozisyonuna odaklanarak taşan kompozitin temizlenmesinin önemli olmadığını düşünüp işlemi yeterince dikkatli uygulamayabilir. Aksine bu konuda bilgilendirildiğinde de gereğinden fazla zaman harcayıp yanıltıcı sonuçlara yol açabilir. Braket yapıştırma

işleminin gereğinden uzun ve komplike bir işleme dönüştürülmesi klinik uygulamalar için avantajlı değildir. Yapılan bazı çalışmalarda uygulayıcılar çalışmanın amacı konusunda bilgilendirilmemiş, fakat braket pozisyonlandırılması sonrası taşkın yapıştırıcının hasta ağızına benzer şekilde uzaklaştırılması gerektiği söylenmiştir (1,7). Bir çalışmada ise bu konuda herhangi bir açıklama yapılmamıştır (95).

Çalışmamızın başında aldığımız örneklerin stereomikroskop'tan alınan görüntülerinde yapıştırıcı ile diş arasında kontrast sağlanamadığından sınırlar net olarak görülememiştir. Taşkın yapıştırıcıyı net görebilmek için diş minesi ve yapıştırıcı arasında kontrast farkı yaratabilen bir görüntüleme yöntemine ihtiyaç duyulmuştur. Bu nedenle çalışmamızda kullanılan görüntüleme yöntemi taramalı elektron mikroskobu olup, basit ve tekrarlanabilir bir görüntü almak için yeterlidir.

Armstrong ve ark. (7), taramalı elektron mikroskobu ile görüntü almadan önce braket kanatlarının taşkın kompozit görüntüsünü kapatması ihtimalini engellemek için braket kanatlarını elmas frez ile uzaklaştırmışlar fakat bu işlem sırasında kontrolsüz braket kopmaları görülmüştür. Alencar ve ark (1) ise, elektron mikroskobu ile görüntüleme öncesi braketleri söküm pensi ile dikkatlice altındaki kompozit bozulmadan braket tabanının izi görülecek şekilde uzaklaştırmışlardır. Bizim çalışmamızda da polimerizasyon sonrası braketler dikkatli bir şekilde sökülmüş ve tüm kompozitin diş yüzeyinde kalıp kalmadığı stereomikroskop ile kontrol edilmiştir.

İdeal olarak 3 boyutlu analiz ile braket kanatlarının taşan yapıştırıcıyı örtmesi problemi çözülebilirdi. Fakat kullandığımız program fotoğraflar üzerinde üç boyutlu ölçüm yapma özelliğine sahip değildi.

Alternatif bir teknik olarak her bir örneğin ölçüsü alınarak model üzerinde braket kanatları uzaklaştırılıp elektron mikroskobu görüntüleri alınabilirdi. Fakat bu yöntemde ölçü alınması ve model elde edilmesi aşamalarında detayların kaybolması riski vardır. Yapılan çalışmalar bu yöntemin 500 büyütme kadar yeterli detay verdiğini göstermiştir.

Armstrong ve ark. (7), dış yüzeyini 32 büyütmede incelemiş, ancak Alencar ve ark. (1), bu yöntemin braket tabanını içeren bukkal yüzeyin tamamını görüntülemede yeterli olmadığını gördüğünden her bir köşeden 20x büyütmede görüntü alarak bunları birleştirmiştir. Bizim çalışmamızda her bir köşe 67x büyütmede görüntülenmiş ve Adobe Photoshop® (Adobe Systems, San Jose, CA) programında photomerge özelliği ile birleştirilmiştir.

Armstrong ve ark. (7), aldıkları elektron mikroskobu görüntülerinde AnalySIS Pro 3.1 (Soft Imaging System, Munich, Germany) programı yardımı ile taşan kompozitin dış sınırlarını çizerek hesaplama yapmışlar ve ölçümleri 3 defa tekrarlayıp ortalama değeri almışlardır. Alencar ve ark. (1) ise, aldıkları görüntülerden Image Pro Plus programı ile kompozit (rezin) yüzeyinden farklı kontrasta sahip alanları uzaklaştırıp kalan alanı ölçerek hesaplama yapmışlardır. Bizim çalışmamızda da benzer yöntem kullanılmıştır. Birleştirilen fotoğraflar üzerindeki ölçümler “IMAGE J” programı ile yapılmıştır. Fotoğraflar üzerindeki 100µm uzunluğundaki kalibrasyon çubuğu  $100\mu\text{m}=0,1\text{mm}$  formülü kullanılarak işaretlenmiştir. Fotoğraflar 8bit formatına çevrilmiş ve kontrastları artırılmıştır. Daha sonra fotoğraf üzerindeki kompozit (rezin) yüzeyden farklı kontrasta sahip alanlar programın “wand tool” özelliği kullanılarak görüntüden uzaklaştırılmıştır. Kalan kompozit yüzeyi yine programdaki ölçüm fonksiyonu ile ölçülmüştür.

Bizim çalışmamızda Transbond™ XT ortodontik yapıştırıcıdaki taşma miktarı ile Grēngloo™ yapıştırıcının taşma miktarı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır ( $t(28)=2,418$ ,  $p=0,006$ ). Buna göre Transbond™ XT grubunda yapıştırıcı taşma miktarı ( $\bar{X}=1,9206$ ) Grēngloo™ ( $\bar{X}=0,9506$ ) grubuna göre daha fazladır.

Alencar ve ark. (1), yaptıkları çalışmada konvansiyonel yapıştırıcı grubunda renkli yapıştırıcıya göre daha fazla taşma tespit etmelerine rağmen bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Armstrong ve ark. (7), APC™ Plus ve Transbond™ XT kullanarak yaptıkları çalışmada iki grup arasında dış yüzeyinde

kalan taşkın yapıştırıcı miktarı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamıştır.

Ho ve ark.'nın (91) yaptıkları çalışmada, yeşil renkli yapıştırıcı Grēngloo™ ile yapıştırılan seramik braketlerde, diş rengindeki Transbond™ XT ile yapıştırılanlara göre daha az S. Mutans kolonizasyonu tespit edilmiştir. Diş yüzeylerinden alınan taramalı elektron mikroskobu görüntüleri de Transbond™ XT yapıştırıcı grubunda Grēngloo™'ya göre daha fazla taşkın yapıştırıcı bulunduğunu kanıtlamaktadır. Bu taşkın yapıştırıcı Transbond™ XT ile yapıştırılan braketler etrafında istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla bakteriyel tutunma ve biofilm oluşumuna neden olmaktadır. Renkli kompozit kullanılarak yapılan diğer çalışmalarda da benzer sonuçlar elde edilmiştir (103,104).

Braketler etrafına taşan kompozit miktarı anlamlı derecede fazla olsa da ortodontistlerin bu durumla fazla ilgilenmemesi şaşırtıcıdır. Bizim çalışmamızda 4,46 mm<sup>2</sup> ye kadar kompozit taşmaları görülmüştür. Diğer çalışmalarda da yine benzer şekilde büyük miktarlarda kompozit taşmaları ölçülmüştür (1,7). Bir çalışmada ise taşan kompozit miktarı nicelik olarak ölçülmemiş, fakat elektron mikroskop görüntülerinde braket etrafında bakteri kolonizasyonu oluşturacak kadar kompozit olduğu bildirilmiştir (95).

Klinik yoğunluk ve ideal braket pozisyonuna odaklanması ortodontistlerin taşan kompozit miktarına dikkat etmemesinin temel sebepleri olabilir. Ayrıca konvansiyonel yapıştırıcıların mine ile aynı renkte olması da bu duruma etkendir. Bu durum tüm kompozitin uzaklaştırıldığı gibi yanlış bir izlenime yol açabilir.

Bazı çalışmalarda braket-mine arası boşlukların dolması amacıyla braketler etrafında bir miktar rezin bırakılmasının avantaj olabileceği düşünülmüştür (32,151). Fakat Farrow ve ark. (152), inorganik parçacıklarla doldurulmuş kompozit ya da sıvı rezin kullanarak yaptıkları çalışmada bu tezi onaylayamamışlardır.

Ho ve ark. (95), kristal viyole agarda üretilen S.Mutans biofilm ile yaptıkları çalışmada Transbond™ XT kompozit yapıştırıcı grubunun Grēngloo kompozit

yapıştırıcı grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha fazla biofilm içerdiğini göstermiştir. Biofilmden arındırılmış yüzeyin elektron mikroskobu görüntüleri ise Transbond™ XT' nin Grēngloo™, ya göre daha fazla taşkın kompozit yüzeyine sahip olduğunu göstermiştir. Transbond™ XT ve Grēngloo™, nun yüzey pürüzlülük değerleri sırasıyla 5,22 µm ve 5,24 µm olarak ölçülmüş ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Yüzey temas açıları ise 68°,92° ve 101,2° olarak ölçülmüş yüzey enerjileri arasındaki fark, her ne kadar istatistiksel olarak anlamlı bulunmasa da Transbond™ XT, Grēngloo™, ya göre daha hidrofilik karaktere sahip olması nedeniyle biofilm oluşumuna yatkındır.

Yapılan çalışmalarda braket yapıştırılmış diş yüzeyinde biriken dental plak SEM ile incelenmiştir. Yapıştırma sırasında taşkın kompoziti uzaklaştırmak için özen gösterildiği halde tüm örneklerin yüzeyinde ve braket tabanı çevresinde farklı miktarlarda taşkın kompozit bulunduğu gösterilmiştir. Braketlerin yerleştirilmesini takip eden 1. , 2. , ve 3. haftalarda kompozitin gingivalindeki mine yüzeyinde ince bir tabaka plak bulunduğu halde braket tabanına komşu taşkın kompozit yüzeyinde kalın bir bakteri tabakası olduğu gösterilmiştir. Bu bulgular taşkın kompozitin plak birikimi için açık bir predispozan faktör olduğunu kanıtlamaktadır (99,153).

## 6 SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda yapılan elektron mikroskobu görüntüleri üzerindeki ölçümlere göre, braketler etrafında Transbond™ XT diş rengindeki yapıştırıcı grubunda Grēngloo™ renk değiştirebilen yapıştırıcı grubuna oranla istatistiksel olarak anlamlı miktarda daha fazla yapıştırıcı artığı olduğu görülmüştür.

Çalışmamızın sonuçlarına göre renkli yapıştırıcı kullanımı braket etrafına taşan kompozitin daha iyi temizlenmesini sağlayarak polimerizasyon sonrası braket çevresinde kalan artık yapıştırıcı miktarını azaltır.

Grēngloo™ renk değiştirebilen yapıştırıcının düşük ısıda yeşil rengine dönerek söküm sonrası diş yüzeyinde kalan artık kompozitin temizlenmesi işlemini kolaylaştırdığı iddia edilmektedir. Bu konuda gelecek çalışmalara dahil edilmelidir.

Çalışmamızın sonuçlarının daha iyi yorumlanabilmesi için in vivo çalışmalar planlanmalıdır.

Çalışmamız daha yüksek örnek sayısı ile yapıştırma ve ölçüm işlemleri sırasında uygulayıcılar konu hakkında açık şekilde bilgilendirilmeden körleme yöntemi kullanılarak tekrarlanabilir.

## 7KAYNAKLAR

1. Alencar EQ de Se, Nobrega M de LM, Dametto FR, Santos PBD dos, Pinheiro FH de SL. Comparison of two methods of visual magnification for removal of adhesive flash during bracket placement using two types of orthodontic bonding agents. *Dental Press J Orthod.* 2016;21(6):43–50.
2. Kaklamanos EG, Kalfas S. Meta-analysis on the effectiveness of powered toothbrushes for orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008;133(2):1–14.
3. Derks A, Frencken J, Bronkhorst E, Kuijpers-Jagtman AM, Katsaros C. Effect of chlorhexidine varnish application on mutans streptococci counts in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008;133(3):435–9.
4. Øgaard B, Afzelius Alm A, Larsson E, Adolfsson U. A prospective, randomized clinical study on the effects of an amine fluoride/stannous fluoride toothpaste/mouthrinse on plaque, gingivitis and initial caries lesion development in orthodontic patients. *Eur J Orthod.* 2006;28(1):8–12.
5. Huang TH, Liao PH, Han YL, Shinn JD, Yen M, Kao CT. Orthodontic adhesives induce human gingival fibroblast toxicity and inflammation. *Angle Orthod.* 2008;78(3):510–6.
6. Travess H, Roberts-Harry D, Sandy J. Orthodontics. Part 6: Risks in orthodontic treatment. *Br Dent J.* 2004;196(2):71–7.
7. Armstrong D, Shen G, Petocz P, Darendeliler A. Excess adhesive flash upon bracket placement: A typodont study comparing APC PLUS and transbond XT. *Angle Orthod.* 2007;77(6):1101–8.
8. Chang HS, Walsh LJ, Freer TJ. Enamel demineralization during

orthodontic treatment. Aetiology and prevention. *Aust Dent J.* 1997;42(5):322–7.

9. Mitchell L. Decalcification During Orthodontic Treatment With Fixed Appliances—An Overview. *Br J Orthod.* 1992;19(3):199–205.

10. Geiger AM, Gorelick L, Gwinnett AJ, Griswold PG. The effect of a fluoride program on white spot formation during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1988;93(1):29–37.

11. Årtun J, Thylstrup A. A 3-year clinical and SEM study of surface changes of carious enamel lesions after inactivation. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* Nisan 1989;95(4):327–33.

12. Øgaard B. Prevalence of white spot lesions in 19-year-olds: A study on untreated and orthodontically treated persons 5 years after treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* Kasim 1989;96(5):423–7.

13. Eliades T, Eliades G, Brantley WA. Microbial attachment on orthodontic appliances: I. Wettability and early pellicle formation on bracket materials. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1995;108(4):351–60.

14. Velazquez-Enriquez U, Scougall-Vilchis RJ, Contreras-Bulnes R, Flores-Estrada J, Uematsu S, Yamaguchi R. Adhesion of Streptococci to various orthodontic composite resins. *Aust Dent J.* 2013;58(1):101–5.

15. Jung WS, Kim H, Park SY, Cho EJ, Ahn SJ. Quantitative analysis of changes in salivary mutans streptococci after orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2014;145(5):603–9.

16. Ahn SJ, Lim BS, Lee SJ. Surface characteristics of orthodontic adhesives and effects on streptococcal adhesion. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010;137(4):489–95.



17. Burgess AM, Sherriff M, Ireland AJ. Self-etching primers: Is prophylactic pumicing necessary? A randomized clinical trial. *Angle Orthod.* 2006;76(1):114–8.
18. Lindauer SJ, Browning b H, Shroff B, Marshall F, Anderson RHB, Moon PC. Effect of pumice prophylaxis on the bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.*1997;111(6):599–605.
19. Zachrisson B, Buyukyilmaz T. Bonding in Orthodontics. *Orthod Curr Princ Tech.* 2005;579–660.
20. Brandt S, Servoss JM, Persily KB. Atropine sulphate--an effective antisialogogue. *J Clin Orthod.* Eylül 1981;15(9):629–34.
21. Carter RN. Salivary control. *J Clin Orthod.* Ağustos 1981;15(8):562–4.
22. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Jakobsen JR. Effect of altering the type of enamel conditioner on the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer adhesive. *Am J Orthod Dentofac Orthop.*2000;118(3):288–94.
23. Kinch AP, Taylor H, Warltler R, Oliver RG, Newcombe RG. A clinical trial comparing the failure rates of directly bonded brackets using etch times of 15 or 60 seconds. *Am J Orthod Dentofac Orthop.*1988;94(6):476–83.
24. Johnston CD, Burden DJ, Hussey DL, Mitchell CA. Bonding to molars - The effect of etch time (an in vitro study). *Eur J Orthod.* 1998;20(2):195–9.
25. Wang WN, Lu TC. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. *Am J Orthod Dentofac Orthop.*1991;100(1):72–9.
26. Gardner A, Hobson R. Variations in acid-etch patterns with different acids and etch times. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;120(1):64–7.

27. Reynolds IR. A Review of Direct Orthodontic Bonding. *Br J Orthod.* 1975;2(3):171–8.
28. de Menezes LF, Chevitarese O. Sealant and resin viscosity and their influence on the formation of resin tags. *C. 64, Angle Orthodontist.* 1994. s. 383–8.
29. Prevost AP, Fuller JL, Peterson LC. The Use of an Intermediate Resin in the Acid-etch Procedure: Retentive Strength, Microleakage, and Failure Mode Analysis. *J Dent Res.* 1982;61(2):412–8.
30. Joseph VP, Rossouw PE, Basson NJ. Do sealants seal? An SEM investigation. *J Clin Orthod.* 1992;26(3):141–4.
31. Delpont A, Grobler SR. A laboratory evaluation of the tensile bond strength of some orthodontic bonding resins to enamel. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1988;93(2):133–7.
32. Joseph VP, Rossouw PE, Basson NJ. Some “sealants” seal—A scanning electron microscopy (SEM) investigation. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1994;105(4):362–8.
33. Ceen RF, Gwinnett AJ. White spot formation associated with sealants used in orthodontics. *Pediatr Dent.* Haziran 1981;3(2):174–8.
34. Basdra EK, Huber H, Komposch G. Fluoride released from orthodontic bonding agents alters the enamel surface and inhibits enamel demineralization in vitro. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109(5):466–72.
35. Wang WN, Tarng TH. Evaluation of the sealant in orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991;100(3):209–11.
36. Ceen RF, Gwinnett AJ. Indelible iatrogenic staining of enamel following debonding. A case report. *J Clin Orthod.* 1980;14(10):713–5.

37. Gwinnett AJ, Ceen RF. An ultraviolet photographic technique for monitoring plaque during direct bonding procedures. *Am J Orthod* .1978;73(2):178–86.
38. Zachrisson BU, Heimgård E, Ruyter IE, Mjör IA. Problems with sealants for bracket bonding. *Am J Orthod* .1979;75(6):641–9.
39. Hodges SJ, Spencer RJ, Watkins SJ. Unusual indelible enamel staining following fixed appliance treatment. *J Orthod* .2000;27(4):303–6.
40. Grandhi RK, Combe EC, Speidel TM. Shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets with a moisture-insensitive primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop* .2001;119(3):251–5.
41. Hobson RS, Ledvinka J, Meechan JG. The effect of moisture and blood contamination on bond strength of a new orthodontic bonding material. *Am J Orthod Dentofac Orthop* .2001;120(1):54–7.
42. Schanefeldt S, Foley TF. Bond strength comparison of moisture-insensitive primers. *Am J Orthod Dentofac Orthop* .2002;122(3):267–73.
43. 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. *Am J Orthod Dentofac Orthop* .2004;125(3):357–60.
44. Zeppieri IL, Chung CH, Mante FK. Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching primers. *Am J Orthod Dentofac Orthop* .2003;124(4):414–9.
45. Birnie D. Bonding Adhesives and Band Cements. In: Excellence in orthodontics cements. 2012;101–38.

46. Hu H, Li C, Li F, Chen J, Sun J, Zou S, vd. Enamel etching for bonding fixed orthodontic braces. *Cochrane Database Syst Rev* . 2013;15.
47. Aljubouri YD, Millett DT, Gilmour WH. Laboratory evaluation of a self-etching primer for orthodontic bonding. *Eur J Orthod* . 2003;25(4):411–5.
48. Ireland AJ, Knight H, Sherriff M. An in vivo investigation into bond failure rates with a new self-etching primer system. *Am J Orthod Dentofac Orthop* . 2003;124(3):323–6.
49. Zachrisson BU. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod* . 1977;71(2):173–89.
50. Zachrisson BU, Brobakken BO. Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. *Am J Orthod* . 1978;74(1):62–78.
51. Jost-Brinkmann PG, Schiffer A, Miethke RR. The effect of adhesive-layer thickness on bond strength. *J Clin Orthod* .1992;26(11):718–20.
52. Eliades T, Gioka C, Heim M, Eliades G, Makou M. Color stability of orthodontic adhesive resins. *Angle Orthod* . 2004;74(3):391–3.
53. Gange P. The evolution of bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* . 2015;147(4):S56–63.
54. Eliades T, G E. Orthodontic Adhesive Resins. *Orthodontics Material: Scientific and Clinical Aspectsspects*. 2001. 202-217 s.
55. Miura F, Nakagawa K, Masuhara E. New direct bonding system for plastic brackets. *Am J Orthod* .1971;59(4):350–61.
56. Nakabayashi N, Hayata S, Masuhara E. Studies on dental self-curing resins. XV. Application of nitrene to reactive adhesive with a tooth. *J Biomed Mater*

Res .1977;11(3):395–404.

57. Retief DH, Dreyer CJ, Gavron G. The direct bonding of orthodontic attachments to teeth by means of an epoxy resin adhesive. *Am J Orthod* . 1970 ;58(1):21–40.

58. Bowen RL. Use of Epoxy Resins in Restorative Materials. *J Dent Res* . 1956;35(3):360–9.

59. Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. VI. Forces developing in direct-filling materials during hardening. *J Am Dent Assoc* . 1967;74(2):439–45.

60. Ekhlasi S, English JD, Ontiveros JC, Powers JM, Bussa HI, Frey GN, vd. Bond strength comparison of color-change adhesives for orthodontic bonding using a self-etching primer. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2011;3(3):39–44.

61. Türkkahraman H, Adanir N, Gungor AY, Alkis H. In vitro evaluation of shear bond strengths of colour change adhesives. *Eur J Orthod*. 2010;32(5):571–4.

62. Silverman E, Cohen M, Demke RS, Silverman M. A new light-cured glass ionomer cement that bonds brackets to teeth without etching in the presence of saliva. *Am J Orthod Dentofac Orthop* . 1995;108(3):231–6.

63. Tran P, Hamood A, Mosley T, Gray T, Jarvis C, Webster D, vd. Organo-selenium-containing dental sealant inhibits bacterial biofilm. *J Dent Res* . 2013;92(5):461–6.

64. Bradburn G, Pender N. An in vitro study of the bond strength of two light-cured composites used in the direct bonding of orthodontic brackets to molars. *Am J Orthod Dentofac Orthop* .1992;102(5):418–26.

65. Ødegaard J, Segner D. Shear bond strength of metal brackets

compared with a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop* . 1988;94(3):201–6.

66. Smith RT, Shivapuja PK. The evaluation of dual cement resins in orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofac Orthop* . 1993;103(5):448–51.

67. Bishara SE, Olsen M, Von Wald L. Comparisons of shear bond strength of precoated and uncoated brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*.1997 ;112(6):617–21.

68. Kula K, Schreiner R, Brown J, Glaros A. Clinical bond failure of pre-coated and operatorcoated orthodontic brackets. *Orthod Craniofacial Res*.2002 ;5(3):161–5.

69. 3M Unitek. . April 5. 2011. s. 16. Available from: [http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en\\_US/orthodontics/Unitek/solutions/adhesive/Transbond-color-change/](http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en_US/orthodontics/Unitek/solutions/adhesive/Transbond-color-change/).

70. Brennan JV, James D, Soo PP TS. The APC Plus adhesive coated appliance system: Features and technical review. *Orthod Perspect*. 2004;11(1):5–9.

71. BU: Z. A post treatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 71173-189, 1977. 1977;71(2):173–89.

72. OrmcoSymbion Dental Specialties . 2011 [kaynak 05 Nisan 2017]. Available from: <http://www.ormcoeuropa.com/?cid=287>

73. Grengloo | Ormco Products | Orthodontic Appliances and Supplies . [kaynak 29 Kasım 2017]. Available at: <https://ormco.com/products/grengloo/index.php>

74. Jou GL, Leung RL, White SN, Zernik JH. Bonding ceramic brackets with light-cured glass ionomer cements. *J Clin Orthod* .1995;29(3):184–7.

75. Bulut H, Türkün M, Türkün LŞ, Işıksal E. Evaluation of the shear bond strength of 3 curing bracket bonding systems combined with an antibacterial adhesive. *Am J Orthod Dentofac Orthop* . 2007;132(1):77–83
76. Uysal T, Sari Z, Demir a. Are the flowable composites suitable for orthodontic bracket bonding? *Angle Orthod* . 2004 ;74(5):697–702.
77. Fricker JP. A 12-month clinical evaluation of a light-activated glass polyalkenoate (ionomer) cement for the direct bonding of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* .1994;105(5):502–5.
78. Miguel JAM, Almeida MA, Chevitarese O. Clinical comparison between a glass ionomer cement and a composite for direct bonding of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* .1995;107(5):484–7.
79. Compton AM, Meyers CE, Hondrum SO, Lorton L. Comparison of the shear bond strength of a light-cured glass ionomer and a chemically cured glass ionomer for use as an orthodontic bonding agent. *Am J Orthod Dentofac Orthop* .1992;101(2):138–44.
80. Jou GL, Leung RL, White SN, Zernik JH. Bonding ceramic brackets with light-cured glass ionomer cements. *J Clin Orthod*.1995;29(3):184–7.
81. Silverman E, Cohen M, Demke RS, Silverman M. A new light-cured glass ionomer cement that bonds brackets to teeth without etching in the presence of saliva. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1995;108(3):231–6.
82. Jobalia SB, Valente RM, de Rijk WG, BeGole EA, Evans CA. Bond strength of visible light-cured glass ionomer orthodontic cement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*.1997;112(2):205–8.
83. Chung CH, Cuozzo PT, Mante FK. Shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer cement: an in vitro comparative study. *Am J Orthod*

Dentofacial Orthop.1999;115(1):52–4.

84. Karamouzos AE, Mavropoulos A, Athanasiou AE, Kolokithas G. In vivo evaluation of a moisture-activated orthodontic adhesive: A comparative clinical trial. *Orthod Craniofac Res.* 2002;5(3):170–8.

85. Le PT, Weinstein M, Borislow AJ, Braitman LE. Bond failure and decalcification: A comparison of a cyanoacrylate and a composite resin bonding system in vivo. *Am J Orthod Dentofac Orthop.*2003;123(6):624–7.

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

87. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu - Taramalı Elektron mikroskobu (SEM) Nasıl Çalışır? Ne İşe Yarar?.[kaynak 29 Kasım 2017]. Available from: <http://www.taek.gov.tr/malzeme-teknolojisi/595-taramali-elektron-mikroskobu-sem-nasil-calisir.html>

88. Christersson CE, Dunford RG, Glantz PO, Baier RE. Effect of critical surface tension on retention of oral microorganisms. *Scand J Dent Res* 1989;97(3):247-56.

89. Gibbons RJ. Bacterial adhesion to oral tissues: A model for infectious diseases. *J Dent Res* 1989;68(5):750-60.

90. Lundström F, Krasse B. Caries incidence in orthodontic patients with high levels of *Streptococcus mutans*. *Eur J Orthod* 1987;9(2):117-21.

91. Weitman RT, Eames WB. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *J Am Dent Assoc.* 1975; 91(1):101–6.

92. Izadi MI, Sherriff M, Cobourne MT. A comparative investigation into relative bond strengths of Damon3, Damon3MX, and APC II brackets using different



primer and adhesive combinations. *Eur J Orthod.*2012;34(6):778–82.

93. Bayani S, Ghassemi A, Manafi S, Delavarian M. Shear bond strength of orthodontic color - change adhesives with different light - curing times. *2015;12(3):265–70.*

94. Stumpf A de SG, Bergmann C, Prietsch JR, Vicenzi J. Shear bond strength of metallic and ceramic brackets using color change adhesives. *Dental Press J Orthod .* 2013;18(2):76–80.

95. Ho CSF, Ming Y, Foong KWC, Rosa V, Thuyen T, Seneviratne CJ. *Streptococcus mutans* forms xylitol-resistant biofilm on excess adhesive flash in novel ex-vivo orthodontic bracket model. *Am J Orthod Dentofac Orthop .* 2017;151(4):669–77.

96. Årtun J, Brobakken BO. Prevalence of carious white spots after orthodontic treatment with multibonded appliances. *Eur J Orthod.* 1986;8(4):229–34.

97. Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett AJ. Incidence of white spot formation after bonding and banding. *Am J Orthod.*1982;81(2):93–8.

98. Rosenbloom RG TN. Salivary *Streptococcus mutans* levels in patients before, during, and after orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991;100(35):35– 37.

99. Sukontapatipark W, El-Agroudi MA, Selliseth NJ, Thunold K, Selvig KA. Bacterial colonization associated with fixed orthodontic appliances. A scanning electron microscopy study. *Eur J Orthod.* 2001;23(5):475–84.

100. Gwinnett AJ CR. Gwinnett AJ, Ceen RF. Plaque distribution on bonded brackets: A scanning microscope study. *Am J Orthod.* *Am J Orthod.* 1979;75:667–77.

101. Svanberg M, Mjör IA, Ørstavik D. Mutans Streptococci in Plaque from Margins of Amalgam, Composite, and Glass-ionomer Restorations. *J Dent Res.* 1990;69(3):861–4.
102. L. M, H.J. B, H.C. van der M. Influence of surface roughness on streptococcal adhesion forces to composite resins. *Dent Mater.* 2011;27(8):770–8.
103. Velazquez-Enriquez U, Scougall-Vilchis RJ, Contreras-Bulnes R, Flores-Estrada J, Uematsu S, Yamaguchi R. Adhesion of Streptococci to various orthodontic composite resins. *Aust Dent J.* 2013;58(1):101–5.
104. Velazquez-Enriquez U, Scougall-Vilchis RJ, Contreras-Bulnes R, Flores-Estrada J, Uematsu S, Yamaguchi R. Quantitative analysis of *S. mutans* and *S. sobrinus* cultivated independently and adhered to polished orthodontic composite resins. *J Appl Oral Sci.* 2012;20(5):544–9.
105. Mandall NA, Millett DT, Mattick CR, Hickman J, Worthington HV MT. Orthodontic adhesives: a systematic review. *J Orthod.* 2002;29:205–10.
106. Coups-Smith KS, Rossouw PE, Titley KC. Glass ionomer cements as luting agents for orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2003;73(4):436–44.
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. *Eur J Orthod.* 2002;24(6):689–97.
108. Webster M, Nanda R, Duncanson MJ, Khajotia S, Sinha P. The Effect of Faliva on Shear Bond Strengths of Hydrophilic Bonding Systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;119(1):54–8.
109. Grandhi RK, Combe EC, Speidel TM. Shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets with a moisture-insensitive primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;119(3):251–5.

110. Haydar B, Sankaya S, Çehreli ZC. Comparison of shear bond strength of three bonding agents with metal and ceramic brackets. *Angle Orthod.* 1999;69(5):457–62.
111. Sinha PK, Nanda RS. The effect of different bonding and debonding techniques on debonding ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112(2):132–7.
112. Nkenke E, Hirschfelder U, Martus P, Eberhard H. Evaluation of the bond strength of different bracket-bonding systems to bovine enamel. *Eur J Orthod.* 1997;19(3):259–70.
113. Trimpeneers LM, Verbeeck RM, Dermaut LR, Moors MG. Comparative shear bond strength of some orthodontic bonding resins to enamel. *Eur J Orthod.* 1996;18(1):89–95.
114. Fowler CS, Swartz ML, Moore BK, Rhodes BF. Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater.* 1992;8(4):265–9.
115. Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK. The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;114(5):514–9.
116. Özcan M, Finnema K, Ybema A. Evaluation of failure characteristics and bond strength after ceramic and polycarbonate bracket debonding: Effect of bracket base silanization. *Eur J Orthod.* 2008;30(2):176–82.
117. David VA, Staley RN, Bigelow HF, Jakobsen JR. Remnant amount and cleanup for 3 adhesives after debracketing. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2002;121(3):291–6.
118. Oesterle LJ, Shellhart WC. Bracket Bond Strength with Transillumination of a Light-Activated Orthodontic Adhesive. *Angle Orthod.* 2001;71(4):307–11.

119. Britton JC, Mcinnes P, Weinberg R, Ledoux WR, Retief DH. Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to enamel. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;98(4):348–53.
120. Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116(6):616–20.
121. Oesterle L, Shellhart W. Effect of aging on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008;133(6):716–20.
122. Bishara SE, Olsen ME, VonWald L, Jakobsen JR. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116(1):86–92.
123. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of using a new cyanoacrylate adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2001;71(6):466–9.
124. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon J, Warren J. Effects of Modifying the Adhesive Composition on the Bond Strength of Orthodontic Brackets. *Angle Orthod.* 2000;72(5):464–7.
125. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Comparison of Shear Bond Strength of Two Self-etch Primer / Adhesive Systems. *Angle Orthod.* 2006;76(1):123–6.
126. Sharma S, Singh G, Singh A, Tandon P, Nagar A. A comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with four different orthodontic adhesives. *J Orthod Sci.* 2014;3(2):29.
127. 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. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;119(1):30–5.

128. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Klersy C, Sfondrini G. Polymerization with a micro-xenon light of a resin-modified glass ionomer: A shear bond strength study 15 minutes after bonding. *Eur J Orthod.*2000;24(6):689–97.

129. 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. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;123(6):633–40.

130. Sorel O, El Alam R, Chagneau F, Cathelineau G. Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2002;122(3):260–6.

131. Romano FL, Tavares SW, Nouer DF, Consani S, De Araújo Magnani MBB. Shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded to enamel prepared with self-etching primer. *Angle Orthod.* 2005;75(5):849–53.

132. Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman AI. Effect of self-etching primers on bond strength - Are they reliable? *Angle Orthod.* 2003;73(1):64–70.

133. Paris S, Schwendicke F, Keltsch J, Dörfer C, Meyer-Lueckel H. Masking of white spot lesions by resin infiltration in vitro. *J Dent.* 2013;41.

134. Brennan J V, Ph D, Soo PP, James D. APC <sup>TM</sup> PLUS Adhesive Coated Appliances : 2002;1–3.

135. Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF. Comparisons of Two Approaches for Removing Excess Adhesive during the Bonding Procedure. *Angle Orthod.* 2000;70(2):149–53.

136. Alkis H, Turkkahraman H, Adanir N. Microleakage under orthodontic brackets bonded with different adhesive systems. *Eur J Dent*. 2015;9(1):117–21.
137. Gorton J, Featherstone JDB. In vivo inhibition of demineralization around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2003;123(1):10–4.
138. Shinya M, Shinya A, Lassila LVJ, Gomi H, Varrelä J, Vallittu PK, vd. Treated enamel surface patterns associated with five orthodontic adhesive systems-- surface morphology and shear bond strength. *Dent Mater J*. 2008;27(1):1–6.
139. Murakami T, Iijima M, Muguruma T, Yano F, Kawashima I, Mizoguchi I. High-cycle fatigue behavior of beta-titanium orthodontic wires. *Dent Mater J*. 2015;34(2):189–95.
140. Vicente A, Bravo LA, Romero M. Influence of a nonrinse conditioner on the bond strength of brackets bonded with a resin adhesive system. *Angle Orthod* . 2005;75(3):400–5.
141. Vicente A, Bravo LA, Romero M, Ortiz AJ, Canteras M. A comparison of the shear bond strength of a resin cement and two orthodontic resin adhesive systems. *Angle Orthod*. 2005;75(1):109–13.
142. Øgaard B, Larsson E, Henriksson T, Birkhed D, Bishara SE. Effects of combined application of antimicrobial and fluoride varnishes in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001;120(1):28–35.
143. Aljubouri YD, Millett DT, Gilmour WH. Six and 12 months' evaluation of a self-etching primer versus two-stage etch and prime for orthodontic bonding: A randomized clinical trial. *Eur J Orthod*. 2004;26(6):565–71.
144. Mishra S. Comparative evaluation of shear bond strength of orthodontic brackets on pretreatment with CPPACP, Fluor protector and Phosflur: An in-vitro study. *J Clin Diagnostic Res*. 2014;8(5):ZC01-5.

145. Gontijo L, Cruz RA, Brandão PR. Dental enamel around fixed orthodontic appliances after fluoride varnish application. *Braz Dent J.* 2007;18(1):49–53.
146. Al-Hity R, Gustin MP, Bridel N, Morgon L, Grosgeat B. In vitro orthodontic bracket bonding to porcelain. *Eur J Orthod.* 2012;34(4):505–11.
147. Merati M, Ramazanzadeh B, Shafae H, Sohrabi K, Dogon L. In-vitro evaluation of an experimental method for bonding of orthodontic brackets with self-adhesive resin cements. *Eur J Gen Dent.* 2013;2(3):264.
148. Ladhe KA, Sastri MR, Madaan JB, Vakil KK. Effect of remineralizing agents on bond strength of orthodontic brackets: an in vitro study. *Prog Orthod.* 2014;15(1):28.
149. Caldeira ÉM, Osório A, Oberosler ELC, Vaitsman DS, Alviano DS, Nojima MDCG. Antimicrobial and fluoride release capacity of orthodontic bonding materials. *J Appl Oral Sci.* 2013;21(4):327–34.
150. Üşümez S, Büyükyılmaz T, Karaman AI. Effect of light-emitting diode on bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2004;74(2):259–63.
151. Palot C, Marzin I, Triconnet L. [The peripheral joint: an unrecognized element in the bonding of orthodontic appliances]. *Orthod Fr.* 1991;62 Pt 3(3):893–8.
152. Farrow ML, Newman SM, Oesterle LJ, Shellhart WC. Filled and unfilled restorative materials to reduce enamel decalcification during fixed-appliance orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007;132(5):578.
153. Sunil PC, Michael T, Raju AS, Paul RK, Mamatha J, Ebin TM. Evaluation of Micro-organism in Ligated Metal and Self-ligating Brackets using Scanning Electron Microscopy: An In Vivo Study. *J Int oral Heal JIOH.* 2015;7(7):58–62.





## EKLER



**EGE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**  
Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2.Kat. Erzene Ankara Cad. 35100 Bornova / İZMİR  
Tel: 0 232 390 4219 - 373 78 81 Fax: 0232 390 21 34  
e-mail: aetikk@mail.ege.edu.tr www.aek.med.ege.edu.tr



### ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAY BELGESİ

<b>BAŞVURU BİLGİLERİ</b>	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Renk Değiştirebilen Ortodontik Adeziv Kullanımının Braket Etrafına Taşan Kompozit Miktarına Etkisinin Taramalı Elektron Mikroskobu İle İncelenmesi				
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	-				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI İN VANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Özlem SEÇKİN				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UZMANLIK ALANI	Ortodonti				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULLUNDUĞU MERKEZ	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı				
	VARSA İDARI SORUMLU İN VANI/ADI/SOYADI	-				
	DESTEKLEYİCİ	-				
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ İN VANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. kaynaklardan destek alanlar için)	-				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1 <input type="checkbox"/>	FAZ 2 <input type="checkbox"/>	FAZ 3 <input type="checkbox"/>	FAZ 4 <input type="checkbox"/>	
ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	Gözlemsel İlaç Çalışması <input type="checkbox"/>		Tıbbi Cihaz Klinik Araştırması <input type="checkbox"/>			
	In Vitro Tıbbi Tanı Cihazları İle Yapılan Performans Değerlendirme Çalışmaları <input type="checkbox"/>		İlaç Dışı Klinik Araştırma <input checked="" type="checkbox"/>			
	Diğer ise belirtiniz					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>		
<b>DEĞERLENDİRİLEN BELGELER</b>	<b>Belge Adı</b>	<b>Tarihi</b>	<b>Versiyon Numarası</b>	<b>Dili</b>		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	03.01.2018	-	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	GİRİŞİMSİZ OLMAYAN ERİŞKİN BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUŞ FORMU	-	-	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	ÇOCUK HASTA EBEVEYN BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUŞ FORMU	-	-	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	ÇOCUK HASTA BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUŞ FORMU	23.01.2018	-	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>				
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input checked="" type="checkbox"/> imza tarihi: 25.12.2017				
	DİĞER	<input type="checkbox"/>				
	KARAR BİLGİLERİ	Karar Nu: 18-1.1/30	Tarih: 23.01.2018			
Yukarıda başvuru bilgileri verilen klinik araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gereke, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak Kurulumuzca incelenmiş, <b>araştırma giderlerinin gönüllüye ve/veya bağlı bulunduğu sosyal güvenlik kurumuna ödetilmediği koşullarda</b> araştırmaya başlanmasının etik açıdan uygun bulunduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.						
<b>EGE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU</b>						
ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu, Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Yönetmeliği					
BAŞKANIN İN VANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Ayşe EROL					
İnvanı / Adı / Soyadı EK Üyeliği	Uzmanlık Dalı	Kurumu	Onsiyeti	İlgi (*)	Katılım (**)	İmza
Prof. Dr. Ayşe EROL Başkan	Tıbbi Farmakoloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Mine HEKİMĞİL Başkan Yardımcısı	Tıbbi Patoloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıbbi Patoloji AD	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Bülent SEMERCİ Üye	Üroloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Üroloji AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	TOPLANTIYA KATILMADI

Etik Kurul Başkanı İnvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Ayşe EROL		Araştırma Başvurusu Onay Belgesi	Belge Kodu 22	Rev. Tarihi / No.su: 17.10.2017/06	Sayfa 1/2
---	--	----------------------------------	------------------	---------------------------------------	--------------



ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAY BELGESİ

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Renk Değiştirebilen Ortodontik Adeziv Kullanımının Braket Etrafına Taşan Kompozit Miktarına Etkisinin Taramalı Elektron Mikroskobu İle İncelenmesi				
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	-				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Özlem SEÇKİN				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UZMANLIK ALANI	Ortodonti				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı				
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI	-				
	DESTEKLEYİCİ	-				
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. kaynaklardan destek alanlar için)	-				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1 <input type="checkbox"/>	FAZ 2 <input type="checkbox"/>	FAZ 3 <input type="checkbox"/>	FAZ 4 <input type="checkbox"/>	
	Gözlensel İlaç Çalışması <input type="checkbox"/>	Tıbbi Cihaz Klinik Araştırması <input type="checkbox"/>				
	İn Vitro Tıbbi Tanı Cihazları İle Yapılan Performans Değerlendirme Çalışmaları <input type="checkbox"/>	İlaç Dışı Klinik Araştırma <input checked="" type="checkbox"/>				
	Diğer ise belirtiniz					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>		
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	03.01.2018	-	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>		
	GİRİŞİMSİZ OLMAYAN ERİŞKİN BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	-	-	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>		
	ÇOCUK HASTA EBEVEYN BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	-	-	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>		
	ÇOCUK HASTA BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	23.01.2018	-	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>		
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>		
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>				
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input checked="" type="checkbox"/> imza tarihi: 25.12.2017				
DİĞER	<input type="checkbox"/>					
KARAR BİLGİLERİ	Karar Nu: 18-1.1/30	Tarih: 23.01.2018				
	Yukarıda başvuru bilgileri verilen klinik araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak Kurulumuzca incelenmiş, <b>araştırma giderlerinin gönüllüye ve/veya bağlı bulunduğu sosyal güvenlik kurumuna ödetlenmediği koşullarda</b> araştırmaya başlanmasının etik açıdan uygun bulunduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.					
<b>EGE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU</b>						
ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu, Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Yönetmeliği					
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Ayşe EROL					
Unvanı / Adı / Soyadı EK Üyeliliği	Uzmanlık Dalı	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki (*)	Katılım (**)	İmza
Prof. Dr. Ayşe EROL Başkan	Tıbbi Farmakoloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Mine HEKİMGİL Başkan Yardımcısı	Tıbbi Patoloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıbbi Patoloji AD	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Bülent SEMERCİ Üye	Üroloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Üroloji AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	TOPLANTIYA KATILMADI

Etik Kurul Başkanının Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Ayşe EROL		Araştırma Başvurusu Onay Belgesi	Belge Kodu: 22	Rev. Tarihi / No.su: 17.10.2017/06	Sayfa: 1/2
--	--	----------------------------------	----------------	------------------------------------	------------

08.03.2018

TEZ RAPORU

E.Ü.Dişhekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi (DUS) Dt.Tuğçe ALTAŞ'ın "Renk Değiştirebilen Ortodontik Yapıştırıcı Kullanımının Braket Etrafına Taşan Kompozit Miktarına Etkisinin Taramalı Elektron Mikrokobu İle İncelenmesi" isimli tezi 77 sayfa olup 7 ana bölüm ve 149 kaynaktan oluşmuştur.

Tez çalışması **başarılı** olarak değerlendirilmiştir.

4  
  
Prof.Dr.Özlem SEÇKİN

  
Prof.Dr.Münire Ece SABAH

  
Doç.Dr. İknur VELİ

## ÖZGEÇMİŞ

**Adı:** Tuğçe

**Soyadı:** ALTAŞ

**Doğum  
Yeri ve Yılı:** SAMSUN-1989

### Eğitimi:

2013-2018 Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim

Dalı Uzmanlık Eğitimi Programı/ İZMİR

2007-2012 Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi / İZMİR

2003-2007 İzmir Atatürk Lisesi  
(Yabancı Dil Ağırlıklı)/ İZMİR

1995-2003 Yahya Kemal Beyatlı İlköğretim Okulu / İZMİR

**Yabancı Dili:** İngilizce

**E-mail adresi:** oner\_tuuce@hotmail.com