

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SABİT ORTODONTİK TEDAVİLERDE BRAKET
YAPIŞTIRILMASINDA KULLANILAN FARKLI ADEZİV
SİSTEMLERİN İN VİTRO KARŞILAŞTIRILMASI**

Ortodonti Anabilim Dalı Programı

Doktora Tezi

Diş Hekimi

Mustafa Atakan YAMAN

DANIŞMAN

Prof.Dr. Ali Vehbi TUNCER

İZMİR

2006

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

(Adı Soyadı)

(İmza)

Başkan (Danışman): Prof.Dr. Ali Vehbi TUNCER

.....

Üye : Prof.Dr. Erdal IŞIKSAL

.....

Üye : Prof.Dr. Ferit ÖZATA

.....

Üye : Prof.Dr. Nil CURA

.....

Üye : Prof.Dr. Özlem SEÇKİN

.....

Doktora Tezinin kabul edildiği tarih:

ÖNSÖZ

Hayatım boyunca sabır ve desteğini esirgemeyen sevgili anne ve babama, emeklerini asla ödeyemeyeceğim anneanneme teşekkürü bir borç bilirim.

Doktora eğitimimin her aşamasında ilgi ve desteğini gördüğüm danışmanım Sayın Prof.Dr. Ali Vehbi TUNCER'e ve başta Anabilim Dalı Başkanı'mız Sayın Prof.Dr. Erdal IŞIKSAL olmak üzere Anabilim Dalı'mızın tüm değerli öğretim üyeleri ve yardımcılarına değerli desteklerinden ötürü teşekkür ederim.

Altı yıl boyunca çalışma hayatımı paylaştığım asistan arkadaşlarıma ve desteklerini esirgemeyen dostlarıma ayrıca teşekkür ederim.

Mustafa Atakan YAMAN

İzmir, 2006

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	III
TABLolar DİZİNİ	VIII
GRAFİKLER DİZİNİ	IX
RESİMLER DİZİNİ	X

BÖLÜM I

GİRİŞ VE AMAÇ

BÖLÜM II

GENEL BİLGİLER

2.1. Braket Yapıştırılması	3
2.1.1. Yapıştırma Aşamaları.....	3
2.1.1.1. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi.....	4
2.1.1.2. Mine Yüzeyinin Hazırlanması	4
2.1.1.2.1. Nem Kontrolü	4
2.1.1.2.2. Mine Preparasyonu	5
2.1.1.3. Mine Yüzeyinin Örtülenmesi.....	9
2.1.1.3.1. Neme Duyarsız Primerler (Moisture- İnsensitive Primers).....	10
2.1.1.3.2. Kendinden Asitli Primerler (Self-Etching Primers [SEP]).....	11
2.1.1.4. Yapıştırma İşlemi.....	13
2.1.1.4.1. Transfer.....	14

2.1.1.4.2. Pozisyonlandırma	14
2.1.1.4.3. Uyumlandırma	15
2.1.1.4.4. Fazlalığın Alınması.....	15
2.2. Yapıştırıcı Tipleri	17
2.2.1. Karıştırılmayan (No-Mix) Yapıştırıcılar	19
2.2.2. Işıkla Polimerize Olan Yapıştırıcılar.....	19
2.2.3. Cam İyonomer Simanlar (CIS)	21
2.2.4. Siyanoakrilat Yapıştırıcılar	22
2.3. Işık Kaynakları	23
2.3.1. Konvansiyonel ve Hızlı Halojen Işıklar	23
2.3.2. Argon Lazerleri	24
2.3.3. Plazma Ark Işıklar.....	25
2.3.4. Light-Emitting Diodes (LED'ler)	26
2.4. Braketler	26
2.4.1. Plastik Braketler	27
2.4.2. Seramik Braketler.....	27
2.4.3. Metal Braketler.....	29

BÖLÜM III

MATERYAL VE METOD

3.1. Çalışmamızda Kullanılan Dişler	30
3.1.1. Dişlerin Saklanma Koşulları	30
3.2. Akrilik Blokların Hazırlanması.....	31
3.3. Dişlerin Braket Yapıştırılması İçin Hazırlanması.....	33
3.4. Çalışmamızda Kullanılan Braketler	33

3.5. Braketlerin Dişlere Yapıştırılması	34
3.5.1. Unite (3M/Unitek) + %37'lik Scotchbond (3M/ESPE) Grubu.....	35
3.5.2. Transbond XT (3M/Unitek) + %37'lik Scotchbond (3M/ESPE) Grubu	36
3.5.3. Transbond XT (3M/Unitek) + Transbond Plus Self Etching Primer (3M/Unitek) Grubu	37
3.5.4. SmartBond® (Gestenco Int.) + %37'lik Scotchbond (3M/ESPE) Grubu	38
3.6. Yapıştırma İşleminde Kullanılan Işık Kaynağı.....	39
3.7. Örneklerin Test Öncesi Saklanması	40
3.8. Sıyırma Testlerinin Yapılması	40
3.9. Artık Yapıştırıcı Skorlamasının Yapılması.....	42
3.10. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile İnceleme İçin Örnek Hazırlanması	43
3.11. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile İncelenmesi	48
3.12. Işık Mikroskobu ile İnceleme İçin Örnek Hazırlanması	49
3.13. Örneklerin Işık Mikroskobu ile İncelenmesi.....	50

BÖLÜM IV

BULGULAR

4.1. Sıyırma Deneyleri ile İlgili Bulgular	51
4.2. Diş Üzerinde Kalan Artık Yapıştırıcı Skorları ile İlgili Bulgular	55
4.3. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile İncelenmesinden Elde Edilen Bulgular	57
4.4. Örneklerin Işık Mikroskobu ile İncelenmesinden Elde Edilen Bulgular	60

BÖLÜM V

TARTIŞMA

BÖLÜM VI

SONUÇLAR

ÖZET.....	79
ABSTRACT	81
KAYNAKLAR	83
ÖZGEÇMİŞ.....	104

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1: Yapıştırma aşamaları.....	39
Tablo 2: Sıyırma deneyleri sonuçları ve artık yapıştırıcı indeksi (ARI) skorları.....	52
Tablo 3: Megapaskal cinsinden sıyırma deneyi sonuçları.....	54

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 1: Grup ortalamaları ve standart sapmaların karşılaştırılması.....	54
Grafik 2: Gruplar içi ARI skor dağılımı	56

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1: İçerisinde timol solüsyonu olan siyah cam şişelerde bekletilen dişler.....	31
Resim 2: Akrilik blokları oluşturmak için kullanılacak silikon kalıp	31
Resim 3: Mandallara geçirilip silikon kalıp üzerine dizilmiş dişler.....	32
Resim 4: 50 adet örneğin numaralandırma öncesi dizilmiş hali.....	33
Resim 5: Düzleştirilmiş braket tabanının SEM görüntüsü	34
Resim 6: Dijital tartı yardımıyla dişlere uygulanan kuvvetin ölçülmesi.....	35
Resim 7: Braketlere ligatüre edilmiş 0.018”x0.025”‘lik çelik ark telleri.....	35
Resim 8: Transbond Plus Self Etching Primer (3M/Unitek).....	38
Resim 9: SmartBond® (Gestenco Int.).....	39
Resim 10: Örnekler 37° C’de distile su içinde bekletilirken.....	40
Resim 11: AG-50kNG Shimadzu Autograph.....	41
Resim 12: Örneğin, test cihazının bıçağının altında, braket tabanı bıçağın uzun eksenine paralel olacak şekilde sabitlenmiş hali	42
Resim 13: Parlatma işlemi tamamlanmış örnekler	44
Resim 14: Alüminyum tablaya yapıştırılmış örnekler.....	45
Resim 15: Ultrason cihazı ve bardaklar.....	46
Resim 16: Örnekler 0.01 mol/l HCL içinde dağlanırken	46
Resim 17: Örneklerin karbon bant ile kaplanmış hali	47
Resim 18: Örnekler altın kaplanırken.....	47
Resim 19: JSM–6060 JEOL model taramalı elektron mikroskobu.....	49
Resim 20: Işık mikroskobuyla inceleme için hazırlanmış örnekler	50
Resim 21: Nikon ECLIPSE ME600D model optik mikroskop.....	50

Resim 22: Transbond XT + Transbond Plus Self Etching Primer grubunun SEM görüntüleri.....	57
Resim 23: Unite + %37'lik asitle dağlanmış grubun SEM görüntüleri	58
Resim 24: SmartBond® + %37'lik asitle dağlanmış grubun SEM görüntüleri.....	58
Resim 25: Transbond XT + %37'lik asitle dağlanmış grubun SEM görüntüleri.....	59
Resim 26: Transbond XT + Transbond Plus Self Etching Primer grubundan bir örneğin ışık mikroskopik görüntüsü.....	60
Resim 27: Unite + %37'lik asitle dağlanmış gruptan bir örneğin ışık mikroskopik görüntüsü	61
Resim 28: SmartBond® + %37'lik asitle dağlanmış gruptan bir örneğin ışık mikroskopik görüntüsü	61
Resim 29: Transbond XT + %37'lik asitle dağlanmış gruptan bir örneğin ışık mikroskopik görüntüsü.....	62

BÖLÜM I

GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde, teknolojinin hızla gelişmesi ve insanların estetiğe verdikleri önemin artmasıyla, ortodontik tedavi çok geniş bir hasta grubuna uygulanmaktadır. Tedavi esnasında ağız içine uygulanan materyallerin gelişimi; daha kuvvetli tutunma sağlamak, hasta ve hekim konforunu arttırmak, koltuk başında geçirilen süreyi azaltmak, uygulamayı kolaylaştırmak, dişlere ve ağız ortamına olabildiğince az zarar vermek için, çok hızlı olmaktadır.

Sabit ortodontik tedavi, ortodontik tedavi konseptinin çok önemli bir bölümünü oluşturmaktadır. Ancak sabit ortodontik mekaniklerle dişlerde istenen hassas hareketler, dolayısıyla da mükemmel bir oklüzyon ve diş dizimiyle beraber uygun gülümseme estetiği sağlanabilir.

Sabit ortodontik tedavide kuvvetler, mine yüzeyine yapıştırılan braket adındaki ataşmanlar üzerinden dişlerin köklerine iletilir. Braketlerin, mineye yapıştırılmasının temeli, Buonocore (36) tarafından 1955 yılında tanımlanan, minenin fosforik asitle dağlanmasına dayanmaktadır. 1970'lerin başlarında, piyasadaki değişik direkt ve indirekt yapıştırma sistemleri üzerine bir çok çalışma yayınlanmıştır (152). İlk defa 1977'de Zachrisson (188), direkt braket yapıştırılmasıyla sabit tedavi görmüş geniş bir hasta grubuyla ilgili çalışmayı yayınlamıştır. O tarihten sonra, yapıştırıcı rezin, braket ve teknik detaylarla ilgili ürün gelişimi hızla artmıştır. 1979'da Sürücü (158),

ortodonti anabilim dalımızda, direkt braket yapıştırmasıyla ilgili doktora tez çalışmasını tamamlamıştır.

Çalışmamızın amacı, kliniğimizde braket yapıştırılmasında rutinde uygulanan, % 37'lik fosforik asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyine mekanik olarak tutunan, biri kimyasal (Unite, 3M/Unitek), diğeri ışıkla (Transbond XT, 3M/Unitek) polimerize olan iki ortodontik yapıştırıcı sistemi; yapıştırma aşamalarını azalttığı için uygulama kolaylığı sağlayan dolayısıyla da hekimin hasta başında geçirdiği zamanı azaltan, yine biri kimyasal polimerize olup, siyanoakrilat içeren (SmartBond[®], Gestenco Int.), diğeri ise ışıkla polimerize olup, kendinden asitli primer içeren (Transbond Plus Self Etching Primer, 3M/Unitek) yapıştırıcı sistemler ile karşılaştırmaktır.

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

BÖLÜM II

GENEL BİLGİLER

2.1. Braket Yapıştırılması

Braket yapıştırmanın basitliği yanıltıcı olabilir. Teknik sadece deneyimsiz klinisyenler tarafından değil, daha deneyimli ortodontistler tarafından da aşamaları özenle dikkate alınmadığında, yanlış kullanılabilir. Yapıştırmadaki başarı, ortodonti ve koruyucu dişhekimliği prensiplerine sadık kalmayı ve bunları anlamayı gerektirir. Yapıştırma, basit ama etkili apareyler, flor uygulamaları (37,139,187) ve iyi bir ağız hijyeni (186) içeren koruyucu bir paketin sadece bir parçası olarak değerlendirilmelidir.

2.1.1. Yapıştırma Aşamaları

Vestibül veya lingual bölgelerdeki, direkt veya indirekt yapıştırma aşamaları aşağıdaki gibidir.

- Mine yüzeyinin temizlenmesi
- Mine yüzeyinin hazırlanması
- Mine yüzeyinin örtülenmesi
- Yapıştırma işlemi

2.1.1.1. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi

Yapıştırma işlemi öncesinde diş yüzeyinde hiçbir organik veya mekanik artık olmamalıdır. Dişlerin pomzayla temizlenmesi normalde dişleri kaplayan plak ve organik pellicülünü kaldırır (1). Genelde flor içermeyen sulandırılmış pomza, mikromotor ucuna takılan plastik veya kıl fırça ile diş yüzeyine uygulanmaktadır (3,6,19,22,24,25,27,28,29,31,32,41,42,43,46,47,55,60,64,76,77,82,140,143,147,170, 179,193). Tam sürmemiş dişlerde, diş etinin travmatizasyonu ile kanama yaratılmamaya dikkat edilmelidir.

Asitle dağlama yapılmadan önce pomzayla parlatma işleminin gerekliliği sorgulanmıştır (108,161). Pomzalama işlemi, yapıştırma işlemini ters şekilde etkilememektedir, dişin temizlenmesi, diş-rezin arasında kalabilecek plak ve debrisin kaldırılması açısından tavsiye edilebilir. Reisner ve ark. (137), bukkal diş yüzeylerinin, asitleme öncesi 10 sn pomzalanması yerine tungsten karbid frezle (# 1172) düşük devirde (25.000 rpm) hafifçe abrazyonunun daha etkili sonuçlar verdiğini bulmuşlardır. Bazı araştırmacılar, tam bir düzgün yüzey elde edebilmek için özel bir cila makinesi yardımıyla silikon karbid frez uygulamışlardır (63,90).

2.1.1.2. Mine Yüzeyinin Hazırlanması

2.1.1.2.1. Nem Kontrolü

Yıkamadan sonra tükürük kontrolü ve kuru bir çalışma alanı sağlanması gereklidir. Bunun için;

- Dudak ve yanak retraktörleri

- Tükürük emiciler
- Isırma bloklu dil tutucular
- Tükürük bezi obstrüktörleri
- Bunların bir kaçını içeren araçlar
- Pamuk ya da gazlı bezler
- Tükürük salgısı durduran ilaçlar kullanılmaktadır.

Her iki arka da molar-molar arası yapıştırma yapılacaksa, dudak-yanak retraktörleri, parotis bezi çıkışına konan üçgen emici pedler ve tükürük emicileri kombinasyonu iyi bir nem kontrolü sağlar. Günümüzde tükürük kesici ilaçlar çoğu hasta için gerekli değildir. Endikasyonu olduğunda, şekersiz bir içeceğin içinde menthantheline bromide (Banthine) tabletleri (45 kiloya 50 mg) yapıştırmadan 15 dk önce alınırsa yeterli sonucu vermektedir (49).

2.1.1.2.2. Mine Preparasyonu

Operasyon alanı izole edildikten sonra, dağlayıcı solüsyon veya jel, mine yüzeyine 15 ila 30 saniye uygulanır. Birçok çalışmada 15 saniyenin yeterli olduğu vurgulanmıştır (4,5,6,11,18,22,25,29,46,47,77,135,142,148,177).

Dağlama periodunun sonunda, asit diş yüzeyinden kuvvetli bir su spreyi ile yıkanarak uzaklaştırılır. Güçlü bir emici, asitle karışmış, tükürüklü suyu emip dişlerin tükürükle kontaminasyon riskini ortadan kaldırmalıdır.

Daha sonra dişler, yağsız-kuru hava spreyi ile donuk, buzlu görüntüyü elde etmek üzere kurutulur. Bu görüntünün oluşmadığı dişler tekrar asitlenmelidir. Servikal mine morfolojisi farklı olduğundan, görüntü orta veya insizal kısımlara göre

farklı durabilir (9). Servikal mine tüm yüzeyde aynı ton yakalanacak diye tekrar asitlenmemelidir.

Bu prosedür, ortodontide asitle dağlamanın genel kullanımını yansıtmaktadır. Ancak mine preparasyonunda, ciddi oranda devam eden tartışmalar mevcuttur.

Bunlar (190);

1. Asit tüm mine yüzeyini kaplamalı mıdır? Yoksa braket tabanın geleceği alanın hafif dışı yeterli midir?

2. Jeller, solüsyonlara tercih edilmeli midir?

3. Optimal asitleme zamanı nedir? Genç veya yaşlı dişler için farklı mıdır?

4. Kumlama asitle dağlama kadar etkili midir?

5. Süt dişleri için uygun prosedür nedir?

6. Dişler önceden florlandıysa asitleme süresinin uzatılması gerekir mi?

7. Asitteki flor minenin çürüğe direncini arttırır mı?

8. Beyaz lekeleri olan dişler için asitleme uygun mudur? Yoksa asitle dağlama alttaki demineralize alanların üstünü mü açacaktır?

9. Asitleme ile ne kadar mine kaldırılır ve histolojik değişiklikler ne kadar derine iner? Bu değişikliklerin geriye dönmesi mümkün müdür? Asitle dağlama zararlı mıdır?

10. Fosforik asitten başka asitler tercih edilmeli midir?

Bu sorular teorik meraktan oluşsa da asitle dağlamayı içeren esas tartışma, bağ kuvvetinden oluşan sınırlı bir klinik değerdir. Diğer bir deyişle, iyi bir bağ kuvveti; nem kontaminasyonun önlenmesine ve yapıştırıcının başarılı bir şekilde donmasına bağlıdır.

Bu sorular incelendiğinde (190);

1. Braket tabanından biraz daha geniş bir alanın asitlenmesi mantıklı gözüktüğü de 25 yıldan fazla klinik tecrübe, tüm fasial minenin asitlenmesinin (en azından düzenli florlu gargara kullanıyorsa) zararsız olduğunu göstermektedir.

2. Yaratılan yüzey pürüzlülüğünün derecesinde, solüsyonla jel kullanımı arasında herhangi bir fark görülmemiştir (33). Jeller asitlenen alanın kontrolünü daha iyi sağlar ancak daha çok yıkama gerektirir. Genel diş hekimliğinde en popüler mine/dentin asidi, %35'lik mavi jel şeklindedir. Bu jel enjektör içindedir, yeterli renk kontrastına, yumuşak bir yapıya, uygulama ve yıkama için ideal bir viskoziteye sahiptir ve homojen, sınırları keskin, beyaz bir alan sağlar. Bu asit, minenin çok iyi asitlenmesi gerektiğinde, süt dişlerinde, tekrar yapıştırılmalarda ve sabit pekiştiriciler yapıştırılırken tavsiye edilir.

3. Çalışmalar, çoğu genç daimi dişin 15-30 sn asitlenmesinin yeterli olduğunu göstermiştir (33,34,121,124,163). Ancak mine çözünürlüğünde, hastalar, dişler ve hatta aynı diş üzerinde önemli bireysel farklılıklar vardır. Konvansiyonel asitle dağlamanın bir avantajı, bireysel ve dişsel bu farklılıkları ortadan kaldırmaya yatkınlığıdır. Yeterli süre uygulanırsa, asite dayanıklı mine bile etkilenir. Daha az dağlayan materyaller kullanılmaya çalışıldıkça (cam iyonomer, kompomer ve daha yeni olan asidik primerler) klinikteki bağ kopma oranı da artmaktadır.

4. Asitleme uygulanmadan yapılan kumlama daha düşük bağ kuvvetleri oluşturmaktadır. Bağ kopmaları daha çok mine-yapıştırıcı arasında olmaktadır (126,137). Üzerine asitle yapılan kumlama da asitlenmiş mineden daha fazla ya da aynı kuvvette bağlar oluşmaktadır (137).

5. Süt dişlerini hazırlamak için uygun yöntem, en dıştaki aprizmatik mineyi kaldırmak için 3 sn 50 µm kumla kumlama, ardından da 30 sn %35'lik fosforik asit

içeren asit ile dağlamaktır. Araştırcılara göre bu prosedürle düşme oranı %5'den azdır (190).

6. Klinik ve laboratuvar tecrübelerine göre dişler önceden florlandıysa asitleme süresini arttırmak gerekli değildir (33,34). Eğer şüpheye dşlirse, mine yüzeyinde klasik soluk, buzlu asitleme görüntüsü varsa mine yapıştırma için uygundur.

7. Florlu fosforik asit solüsyonları veya jelleri de florsuz olanlar gibi, genel morfolojik dağlama efektini yaratırlar ve direkt yapıştırma prosedüründe uygun bağ kuvvetlerini verirler (40,72,114). Tamamlanmış bir ortodontik tedavide, braket etrafındaki rge karşı koruyucu etkilerinin saptanması için daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir.

8. Kazanılmış ve gelişimsel demineralizasyonların üzeri dağlanırken dikkat edilmesi gerekmektedir. En iyisi yapmamaktır. Bu imkansızsa, asitleme süresini kısa tutup, örtücü veya primer kullanımına ve direkt yapıştırmada yapıştırıcısız yer kalmamasına çok dikkat ederek yapıştırma yapılmalıdır. Boşluklar kalması, kötü ağız hijyeniyle beraber olduğunda metal korozyonuna (110) ve alttaki gelişimsel beyaz noktaların çürümesine (50) sebep olabilir.

9. Rutin asitle dağlama, mine yüzeyinden 3 ila 10 μm kaldırmaktadır (50,134,154,167). Diğer bir 25 μm , mine ile yapıştırıcının birleştiği hibrit bölgeyi içerir (38,78,153). Daha derin lokalize çözülmeler 100 μm veya fazlası bir penetrasyona sebep olur (38,58,153). Laboratuvar çalışmalarına göre mine başkalaşımlarının çoğu (hepsi değil) geri dönüşümlü olmasına rağmen, sağlıklı mineyi asitlemenin genel etkisi zararlı değildir (151,153). Bu kanı minenin normalde 1000–2000 μm kalınlığında olmasından çıkarılmıştır (59,192). Yüzey minesinin

abrazyonu normaldir, yılda 2 µm kaybeder ve fasiyal yüzeyler kendiliğinden temizlenir, çürüğe meyilli değildir (111).

10.Artık sülfatla poliakrilik asit kullanımının, sökümde daha az mine zararı riski oluşturduğu ve minede fosforik asitteki benzer retansiyon alanları meydana getirdiği rapor edilmiştir (110). Diğer araştırmacılar çok daha zayıf bağlar bulmuşlardır (12,20,66,136). Maleik asit kullanımında da benzer bulgular elde edilmiştir (132).

2.1.1.3. Mine Yüzeyinin Örtülenmesi

Dişler tamamen kuru ve buzumsu beyaz olduktan sonra ince bir tabaka yapıştırıcı ajanı (primer) dağlanmış mine yüzeyine sürülebilir. 1–2 saniyelik hava sıkımıyla tabaka inceltilebilir. Asitlenmiş yüzeyler kaplandıktan hemen sonra braket yerleştirilmesine başlanmalıdır.

Örtücüler ve primerlerin, ortodontik yapıştırma amacıyla kullanımında, karışıklık ve belirsizlik vardır. Asitle dağlama uygulanan prosedürde, ara rezinin kesin fonksiyonunun belirlenmesi için çalışmalar yapılmıştır. Bazı araştırmacılar, uygun bağ kuvveti elde etmek ve/veya mikrosızıntıyı engellemek için ara rezinin gerektiği sonucuna varmıştır. Bazıları da ara rezinin gerekli olmadığına kanaat getirmişlerdir (92,133,178).

Fasiyal diş yüzeyine uygulanan örtücü film o kadar incedir ki, otopolimerize örtücülerle polimerizasyonun oksijen inhibisyonu tam olarak olmayabilir. Aseton içeren ve ışıkla polimerize olan örtücülerde, polimerize olmama durumu daha az problem olmaktadır.

O zaman örtücünün, braket yapıştırılmasındaki değeri nedir? Hiçbir değeri olmasa bile, nem kontrolünde rahatlık sağlamaktadır, çünkü nem kontrolü rezin kaplamadan sonra önemli değildir. Örtücüler ayrıca yapıştırıcı boşluklarında mineyi örterler, özellikle indirekt yapıştırmada önemlidir. Örtücünün braket tabanı etrafını çürüğe karşı koruduğu kesin değildir (50,79,178). Flor içeren örtücülerle ilgili daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir (15,51). Ceen ve Gwinnett (51), ışıkla polimerize olan örtücülerin, brakete komşu mineyi çözümlere ve yüzey altı lezyonlara karşı koruduğunu bulmuşlardır. Ayrıca kimyasal polimerize olan örtücüler, zayıf polimerizasyon, kayma ve abrazyona karşı düşük direnç göstermektedirler (50,191).

2.1.1.3.1. Neme Duyarsız Primerler (Moisture-Insensitive Primers)

Nem kontaminasyonu altında bağ kopma oranını düşürmek için yapılan bir girişimde, ıslak alanlarda bağlanabilen hidrofilik primerler (Transbond MIP, 3M/Unitek; Assure, Reliance Orthodontics) potansiyel çözüm olarak tanıtılmışlardır. Tükrük kontaminasyonunun bağ kuvveti üzerindeki etkisini araştıran laboratuvar çalışmaları, farklı sonuçlar göstermektedirler (76,82,144,147,193). Kuru koşullara göre, ıslak koşullarda bağ kuvvetleri belirgin olarak düşük çıksa da hidrofilik primerlerin kullanımı nem kontrolünün zor olduğu durumlarda uygun olabilir. Bu durum, 2. molar yapıştırılmasında, tam sürmemiş dişte veya gömük kanine yapıştırmada kan kontaminasyonu riski varsa uygun olabilir. Optimal sonuçlar için neme duyarsız primerler, uygun yapıştırıcı rezinleriyle kullanılmalıdırlar.

Hidrofilik rezin örtücü veya primerler, az miktarda su varlığında polimerize olabilmelerine rağmen, rutin tükrük kontaminasyonunu kompanse etmeyeceklerdir.

Mineye yapıştırma, rezin örtücü ya da rezin primer, prepare edilmiş mine üzerine tükürükteki pellicülünden önce konmalıdır. Bu çok zor değildir ancak başarılı bir mine yapıştırması için şarttır (162).

2.1.1.3.2. Kendinden Asitli Primerler (Self-Etching Primers [SEP]):

Asitlemeyi ve primerlemeyi tek bir basamakta birleştirmek, klinisyen açısından, klinik bağ kopma oranlarını belirgin olarak yükseltmeden zaman ve maliyet kazandırır. Tek basamaklı asit/primer bonding sistemlerinin ana özelliği, minenin ayrıca asitlenip, suyla yıkanıp, kurutulmasını gerektirmemesidir. Likidin kendisinin mine yüzeyini pürüzlendiren bir parçası vardır. SEP'lerin aktif içeriği, hidroksiapatitten kalsiyum çözen, metakrilatlı fosforik asit esteridir. Yıkanmak yerine, kaldırılan kalsiyum, primer polimerize olduğunda oluşuma katılmaktadır. Asitleme ve açılan mine çubuklarına monomer penetrasyonu birbirini takiben olmaktadır. Asitlemenin derinliği ve primer penetrasyonu eşittir.

Asitleme işlemini üç mekanizma durdurur. Birinci olarak, monomere bağlı asit grupları, hidroksiapatitteki kalsiyumla kompleks oluşturarak nötralize olurlar. İkinci olarak, hava sıkılması işleminde solvent primerden uzaklaştığı için, viskozite artar ve asit gruplarının mine içine penetrasyonu yavaşlar. Son olarak da primer ışınlanıp, primer monomerleri polimerize olunca, asit gruplarının içeri transportasyonu durur (93). SEM ile bakıldığında, SEP'lenmiş minenin yüzey karakteristiği, asitle dağlanmışa göre farklılık gösterir. Mikrotag ve makrotag oluşumlu, bal peteği sütrüktürlü, iyi bilinen yapıya benzemeyen, irregüler ama düzgün hibrit tabakalı, 3-4 µm kalınlığında, irregüler tag oluşumlu, mine prizmaları veya çekirdek materyalden belirgin görünüm farkı olmayan bir görüntüdür. SEP'lerle elde edilen minimal

asitleme, konvansiyonel fosforik asit dağlamasında elde edilen mekanik bağlanmaya göre, bağlarının büyük bölümünü, kimyasal bağ ile minedeki kalsiyuma bağlanarak yaptığını göstermektedir (162).

Kendinden asitli primer olan Transbond Plus Self Etching Primer (3M/Unitek) ile optimal yapıştırma için;

1. Diş yüzeyinin kurutulması,

2. Transbond Plus'ın uygulanması. Tek kullanımlık paket üç bölmeden oluşur. İlk bölme, metakrilatlı fosforik asit esterlerini, fotosensitörleri ve stabilize edicileri içerir. İkinci bölme su ve çözülebilir flor içerir. Üçüncü bölme, aplikatör olan mikrofırçayı içerir. İlk bölmeyi sıkıp, ikincinin üzerine katlayınca, sistem aktive olur. Karışan maddeler, üçüncü bölmeyle aplikatörün ucunu ıslatmak üzere aktarılırlar. Diş eti iritasyonunu önlemek için, uygulama diş üzerinde kalmalıdır. En az üç saniye ovalayarak sürülür ve monomer penetrasyonundan emin olmak için diş yüzeylerini her zaman yeni solüsyonla ıslatılır. Transbond Plus'ın kimyasal kompozisyonunda su bulunması, havayla kurutmayı gerekli kılabilir ama operatör bir uçtan diğerine hareket ettikçe, solvent buharlaşır ve kurutma gerekli olmaz.

3. Tabanına, Transbond XT (3M/Unitek) konmuş braketin yerleştirilmesi ve ışınlanması.

Yeni SEP'lerin ortodontik amaçlı kullanımı henüz tam olarak değerlendirilememiştir. Son laboratuvar çalışmaları göstermiştir ki; karışan (Transbond Plus, 3M/Unitek) ile karışmayan (Ideal 1, GAC International) SEP'lerin sıyırma kuvveti birbirlerinden anlamlı olarak farklı değildir (28). Yazarların in vitro çalışmasında asidik primer Transbond Plus'ın sıyırma bağ kuvveti, konvansiyonel %37'lik fosforik asit dağlamasından anlamlı olarak fazladır (41).

Geniş grupları içeren ortodontik tedavilerde, SEP'ler kullanıldığında oluşan klinik bağ kuvvetleri henüz rapor edilmemiştir. Ireland ve ark. (87), 6 aylık klinik test periodunda, SEP'lerdeki bağ kopmaları, konvansiyonel asitleme ve primerlemeye göre fazla çıkmıştır. 2001 hazirandan itibaren, Büyükyılmaz'ın (190) yayınlanmamış bulgularına göre 106 hastada 2300 braket ve tüp oldukça düşük kopma oranı (%4.1) göstermişlerdir. Ancak %37'lik fosforik asitle dağlamaya göre düşme oranı anlamlı olarak yüksektir. SEP ile yapıştırılmış braketlerin sökümü sırasında, konvansiyonel asitlemeye göre hem işlem daha kolaydır hem de daha az zamanda yapıştırıcı temizlenebilmektedir.

Klinisyen hangi asitleme ve primerleme yöntemini kullanacağını, bağ kopma oranını, yapıştırma ve sökümdeki kazanılan zamanı karşılaştırmalıdır.

2.1.1.4. Yapıştırma İşlemi

Yapıştırılacak dişlerin tamamının üstü örtüleyici veya primerle kaplandıktan hemen sonra, ataşmanların yapıştırılmasına başlanmalıdır. Günümüzde, klinisyenlerin büyük çoğunluğu, rutinde indirekt yerine direkt yöntemle braket yapıştırmaktadırlar (98).

2002'de Amerika'daki bir araştırmada ortodontistlerin %90'ından fazlasının rutinde direkt yapıştırma kullandığı belirlenmiştir. Dikkate değer bir şekilde, bugün Amerika'daki uzmanların yaklaşık %75'i kimyasal polimerize olan tek ya da çift pasta yöntemlerin yerine, ışıkla aktive olan bağlayıcı rezinler kullanmaktadırlar (98).

Direkt yapıştırmada birçok farklı yapıştırıcı bulunmaktadır ve yenileri de eklenmektedir. Ama temel yapışma tekniği, üreticilerin küçük farklılıkları dışında

değişmemektedir. Yapıştırmanın en basit yolu, braket tabanına yapıştırıcı koyup, ataşmanı diş üzerinde doğru yere koymaktır.

Yeni yapıştırıcılarla, ataşmanları tek tek yapıştırırken, hekim her braket için optimal bağ kuvvetini elde edebilir. Aceleye gerek yoktur, çünkü braketi doğru yere koyup, kontrol edip hatta çalışma zamanı içinde veya ışınlama öncesi yerini değiştirmek için yeteri kadar zaman vardır.

Herhangi bir yapıştırıcı için tavsiye edilen yapıştırma prosedürü (188,189);

1. Transfer
2. Pozisyonlandırma
3. Uyumlandırma
4. Fazlalığın alınmasıdır.

2.1.1.4.1. Transfer

Klinisyen braketi ters çalışan preselle alır ve karışmış yapıştırıcıyı braket tabanının arkasına koyar. Braketi hemen dişin üzerinde olması gereken yere yakın bir yere yerleştirir.

2.1.1.4.2. Pozisyonlandırma

Klinisyen, braketi dişin uzun aksına göre açlandırmak, mezyodistal, insizogingival yönde kaydırmak için yerleştirme küreti kullanır. Düzgün vertikal pozisyonlandırma, farklı ölçüm aletleri veya yükseklik yönlendiricilerle daha iyi yapılabilir. Ağız aynası horizontal konumlandırmada, özellikle rotasyonlu premolarlarda etkili olacaktır.

2.1.1.4.3. Uyumlandırma

Sonra klinisyen küreti çevirip, tek nokta temasıyla braketi diş yüzeyine bastırır (93). İyi uyum, iyi bağ kuvveti, sökümde kaldırılacak az materyal, braket tabanına optimal yapıştırıcı penetrasyonu ve periferden taşan materyal sayesinde az kayma gibi sonuçlar kazandıracaktır. Braket doğru pozisyona geldikten sonra aleti çekmeli, daha fazla aynı konumda tutmak için çaba harcanmamalıdır. En ufak bir hareket yapıştırıcının donmasını bozabilir. Tamamen rahatsız edilmemiş donma uygun bağ kuvvetini elde etmek için gereklidir (189).

2.1.1.4.4. Fazlalığın Alınması

Braket tabanına konan biraz fazla yapıştırıcı, boşlukların kapanıp, yapıştırıcının braket tabanına tam sıvanması açısından gereklidir. Anormal morfolojili dişlerde yine fazla yapıştırıcı faydalıdır. Taşan fazla yapıştırıcı, diş fırçalamayla veya başka mekanik kuvvetlerle gitmez. Fazla yapıştırıcı donmadan önce küretle (özellikle gingival marjindeyse), donduktan sonra ise frezlerle kaldırılmalıdır.

Artık yapıştırıcı, gingival iritasyon ve yapışan tabanın periferinde plak oluşumunu engellemek için mutlaka kaldırılmalıdır. Artık yapıştırıcının kaldırılması, periodontal hasar ve dekalsifikasyon ihtimalini düşürür. Klinikte, eğer yapıştırıcı gingivaya yakın olur ve kaldırılmazsa hiperplazi ve enflamasyon oluşur (188,189). Ek olarak, artık yapıştırıcının kaldırılması, daha temiz ve titiz bir görüntü oluşturduğu gibi, ağız ortamında kalan yapıştırıcının renklenmesi de önlenmiş olur.

Yapıştırılacak her braket için bu prosedür tekrarlandığında, klinisyen dikkatlice braket pozisyonunu kontrol eder. İyi pozisyonda olmayan her ataşman pensle alınıp,

tekrar yapıştırılmalıdır. Seviyeleme arkı takıldıktan sonra, klinisyen hastaya ağız hijyenini nasıl sağlayacağını, ağızdaki ataşmanların bakımını anlatır ve günlük flor gargarası programını (%0.005 NaF) verir (187).

Premolarlara yapıştırma: Maksiller birinci ve ikinci premolarlara yapıştırma işlemindeki en büyük teknik problem, braketin düzgün yerleştirilememesidir. Eğer yanak ekartörüyle bir defada bir taraf yapılmazsa, direkt yapıştırma esnasında görüş azalır. Braket pozisyonları küçük bir ağız aynası ile kontrol edilmelidir.

Yeni süren mandibuler premolarlar için gingival olarak offset braketler tavsiye edilir. Bu dişlerin gingival üçlüsünde aprizmatik mine olma ihtimali yüksektir ve resintagler için daha az retantif bir mine prizma yönü vardır (160).

Molarlara yapıştırma: Özellikle ikinci molarlara olmak üzere, genç hastalarda bantlamaya göre direkt yapıştırma daha avantajlıdır. Özel teknik ve ilgiyle birinci, ikinci ve üçüncü molarlara yapıştırma yüksek başarı yüzdesiyle başarılabilir.

Yakın zamanda piyasaya çıkan, rezin modifiye cam iyonomer simanların fosforik asit dağlaması yapmadan, tükürkle kontamine mine yüzeylerine yapıştığı iddia edilmiştir (151). Bu etkileyici bir özelliktir. Ama bu simanlar molar ataşmanları yapıştırırken dezavantajlıdır. Siman, sıvı poliakrilik ve maleik asit içerir. Bu da kontaminanları kaldırır ve mine yüzeyini mekanik olarak değiştirir, ancak %37'lik fosforik asitin yaptığı mikromekaniksel retansiyon oluşmaz. Fosforik asit dağlamasıyla yapılan kompozitle yapıştırmaya göre, rezin modifiye cam iyonomer simanın bağ kuvvetleri anlamlı olarak düşüktür (65,102,184).

Optimal bağ gücü için uygun olan, nem kontrolü ve molar ataşmanların konvansiyonel bisfenol A diglisidil dimetakrilat (bis-GMA) kompozit rezinlerle yapıştırılmasıdır. Molarlara direkt yapıştırma için tavsiye edilen işlem (190);

1. Birinci ve ikinci molarların (varsa üçüncüler), ulaşım, görüş ve nem kontrolü için diğer dişlerden ayrı yapıştırılmasıdır.

2. Kuru alan, rulo pamuk ve bukkal tarafta bir üçgen emici pedle sağlanır. Tükürük emici, yapıştırılacak tarafta 2. molarla yakın tutulur. Küret veya pamuk rulo, üçgen pedin üzerine yerleştirilerek doku retraksiyonu sağlanır.

3. Yapıştırma işlemleri, bir defada bir taraf için yapılır.

2.2. Yapıştırıcı Tipleri

İki temel rezin tipi ortodontik braket yapıştırılması için kullanılabilir. İkisi de polimer olup, akrilik ya da diakrilat rezinler olarak sınıflandırılırlar. İki tip yapıştırıcı da fillerli ya da fillersiz bulunabilir. Akrilik rezinler kendi polimerize olan akrilikleri temel alırlar ve metilmetakrilat monomeri ile ultra ince tozdan oluşurlar. Çoğu diakrilat rezinler, girişte bahsedilen akrilik modifiye epoksi rezini temel alırlar. Asıl fark, birinci tipin rezinleri sadece lineer polimer oluştururken, ikinci tipin ise üç boyutlu bir ağ halinde polimerize olabilmesidir. Bu çapraz bağlar, daha kuvvetli olmasını, daha az su emmesini ve polimerizasyon büzülmesinin daha az olmasını sağlar (138).

Bir çok araştırma, bis-GMA tipin fillerli diakrilat rezinlerin (örn. Concise, 3M ve Phase II, Reliance Orthodontics), metal braketler için en iyi fiziksel özelliklere ve bağ kuvvetine sahip olduklarını söylemektedirler (39,93,189). Akrilik veya kombine rezinler, en çok plastik braketlerle başarılı olmuşlardır. Bazı kompozit rezinler,

büyük kaba quartz veya 3–20 µm arasında çok değişen yelpazede silika cam partikülleri içerirler, böylece abrazyona rezistans oluştuğu söylenir (35). Diğer rezinler, daha az plak tutunmasını sağlayan (189), kaygan yüzeyli ancak abrazyona meyilli, küçük muntazam ölçüde (0.2 ve 0.3 µm) fillerler içerir (35). Yüksek oranda fillerli diakrilat rezinlerle yapıştırılmış çelik örgü tabanlı braketlerde düşme oranı %1 ila %4 arasında olacak kadar düşüktür (189). Buzzitta ve ark. (39), yaptığı çalışmada büyük partiküllü, yüksek oranda filler içeren diakrilat rezinler, metal braketlerde en fazla bağlanma kuvveti göstermişlerdir.

Yapıştırıcıların, direkt yapıştırma için sayısız alternatiflerinin arasından seçilmesi, kullanım özelliklerine ve de klinikteki uygulama seçimine bağlıdır. Mine-yapıştırıcı aralığındaki bağ kopmaları (adeziv kopma), teknikteki hatadan olmaktadır (örn., yetersiz asitleme veya nem ya da pelikülle beraber tükürük kontaminasyonu). Yapıştırıcı-braket aralığındaki bağ kopmaları (koheziv kopma), erken polimerizasyonda braketin oynatılması, rezin polimerize olurken brakete çok kuvvet yüklemek, veya yapıştırıcı rezinin braket tabanına çok az kuvvetle basılması gibi nedenlerle olur.

Koheziv tip bağ kopmalarının insidansı, ışıkla sertleşen yapıştırıcıların işe girmesiyle artmış olabilir. Yapıştırıcı materyalin polimerizasyonu zincirleme bir reaksiyondur. Işık metal braketlerin altına tamamen penetre olamaz. Polimerizasyon, braket tabanının kenarlarında başlar ve zincirleme reaksiyon olarak devam eder. Işıkla sertleşen yapıştırıcı rezinler maksimum polimerizasyona veya kuvvete 3 günde ulaşabilirler (162). Şeffaf braketlerin altındaki donma ise neredeyse anındadır.

Koheziv tip bağ kopmasındaki önemli bir faktör, ışıkla sertleşen rezin kullanırken, rezin donmaya başladıktan sonra braketi oynatmaktır. Hasta koltuğundaki ışık, polimerizasyonu başlatabilir. Işıkla sertleşen rezinler kullanırken

başarı için ya yerleştirildikten hemen sonra ışınlama yapılmalıdır ya da yerleştirme ve ışınlama arasındaki zaman minimuma çekilmelidir (163).

2.2.1. Karıştırılmayan (No-Mix) Yapıştırıcılar

Karıştırılmayan yapıştırıcılar (örn., Rely-a-Bond, Reiance Orthodontics ve System 1+,Ormco), mine yüzeyindeki ve braket tabanındaki primerle hafif kuvvet altında birleştiğinde donarlar. Bir yapıştırıcı komponenti braket tabanına uygulanırken, diğeri asitlenip, yıkanıp, kurutulmuş diş yüzeyine uygulanır. Braket hassasça konumlandırıldıktan hemen sonra, ortodontist braketi yerine bastırır ve genelde 30 ila 60 sn'de sertleşme gerçekleşir.

Klinik yapıştırma işlemi, no-mix yapıştırıcılarla kolaylaşsa da konvansiyonel karıştırılan pasta-pasta sistemlerle kıyaslandığında, bağ kuvvetleriyle ilgili uzun dönem çalışmalar azdır. Dahası sertleşmiş yapıştırıcıda ne kadar artık monomer kaldığı ve toksisitesi hakkında çok az şey bilinmektedir (166). In vitro testler göstermiştir ki, karıştırılmayan sistemlerin sıvı aktivatörleri kesinlikle toksiktir (70,166). Hastalarda, dental asistanlarda ve doktorlarda, böyle yapıştırıcıların kullanımı sonucu allerjik reaksiyonlar bildirilmiştir.

2.2.2. Işıkla Polimerize Olan Yapıştırıcılar

İsteğe bağlı sertleştirme imkanı sebebiyle, klinikte karıştırılan pasta-pasta sistemler yerine, ortodontistlerin büyük çoğunluğu günümüzde ışıkla sertleşen yapıştırıcılar kullanmaktadırlar (98). Bu rezinler, genişlemiş ancak sonsuz olmayan

çalışma aralığı imkanı sunarlar. Böylece, yardımcılar braketleri yerleştirirken, ortodontistler de son ayarlamaları yaparlar.

Metal braketlerle kullanılan ışıkla sertleşen rezinler, genelde çifte-sertleşen (dual-cure) rezinlerdir. Işık başlatıcıları ve kimyasal aktivatörleri içerirler. Işıkla aktive olan rezinlerin maksimum sertleşme derinliği, kompozitin kompozisyonuna, ışık kaynağına ve maruz kalma zamanına bağlıdır (141,168). Işıkla aktive olan materyallerin bağ kuvvetlerinin, in vitro olarak kimyasal sertleşen kompozitlerle karşılaştırılabileceği rapor edilmiştir (164) ama materyal in vivo olarak güvenilir olmayabilirler (10,57,146,162). Işıkla sertleşen yapıştırıcılar, çabuk sertleşme gerektiren durumlarda kullanılırdılar. Düşmüş braket tekrar yapıştırılırken veya kanama riski olan, ameliyat sonrası gömük dişe ataşman yapıştırılırken avantajlıdırlar. Işıkla sertleşen yapıştırıcılar, ekstra uzun çalışma zamanı gerektiğinde de avantajlıdırlar.

Flor salan, görünür ışıkla sertleşen yapıştırıcılar da mevcuttur, ancak bağ kuvvetleri, dayanıklılığı ve çürük koruyucu etkileriyle ilgili daha uzun dönem çalışmalar yapılması gereklidir (129,169).

Örgü tabanlı ışıkla sertleşen kompozitle önceden kaplanmış, uygun paketlerde saklanan metal ve seramik braketlerin kullanımı kolaydır ve klinisyenler arasında popüler olmaya başlamıştır (98). Bu braketlerde yapıştırıcı kalitesi sabittir; yeterli bağ kuvveti vardır; taşmanın az olması, israfın az olması, gelişmiş çapraz enfeksiyon kontrolü de diğer avantajlarıdır (27). Son zamanlarda, bazı kaplı braketler (APC Plus, 3M/Unitek), taşan yapıştırıcıyı temizlemeyi kolaylaştırmak için renk değiştiren yapıştırıcı içermektedirler.

2.2.3. Cam İyonomer Simanlar (CIS)

Cam iyonomer simanlar 1972'de piyasaya çıkmıştır. Bağlayıcı ajandan ve direkt restoratif materyal olarak da mine, dentin ve paslanmaz çeliğe kimyasal tutunan, çürük koruması için de flor iyonları salan simandan oluşur. İkinci jenerasyon, suyla sertleşen simanlar, aynı asitleri, donarak kurutulmuş formda veya akrilik ve maleik asitlerin alternatif tozlandırılmış kopolimerleri olarak içerirler. Cam iyonomer simanlar, çifte sertleşen veya hibrit sertleşen simanlar olarak modifiye edilmişlerdir (örn., Fuji Ortho LC).

Kimyasal veya ışıkla donan cam iyonomerler, şimdilerde çoğu ortodontist tarafından bantları simante etmek için kullanılmaktadırlar, çünkü çinko fosfattan ve polikarboksilat simandan daha kuvvetli tutarlar (85,98). Ayrıca tedavi esnasında da daha az demineralizasyon yaratırlar (71,105,115). CIS'ler donarken nem kontaminasyonuna hassastırlar ve maksimum kuvvete ulaşması için 24 saat gerekir (183). Işıklı aktive olan rezin modifiye CIS'ler daha hızlı donarlar ve bağ kuvvetleri, kimyasal olanlara göre daha fazladır.

Rezin iyonomer hibritlerin, kimyasal kompozisyonu ve donma reaksiyonu geniş bir alanda farklılık göstermektedirler. Bazı hibritler modifiye kompozitler olarak (kompomerler veya poliasit modifiye kompozit rezinler) ve diğerleri gerçek rezin modifiye CIS'ler olarak kategorize edilirler. Kompomerler aslında fillerin iyon filtre edebilen aluminosilikat camla değiştirildiği rezin matris kompozitlerdir. Donarken asit-baz reaksiyonu oluşmaz ama metakrilat gruplarının, ışıkla aktive serbest radikal polimerizasyonu olur. Kontrast olarak, rezin modifiye CIS'ler, iki ana grubun hibritleridir ve donma prosedüründe asit baz reaksiyonu oluşturur (113,122).

Rezin modifiye CIS'lerle, braket yapıştırılıp, uzun dönem klinik takibiyle ilgili az rapor vardır. 1999'da Gaworski ve ark. (73), CIS'le (Fuji Ortho LC) bir kompozit rezini (Light Bond) kullanıp, 12 ila 14 ay arasında takibeden bir klinik çalışma yayınlamışlardır. Düşme oranları sırasıyla, %24.8 ve %7.4'tür, iki yapıştırıcı arasında da dekalsifikasyon açısından istatistiksel bir fark yoktur. Poliakrilik asit kullanılıp, tükürük kontaminasyonu olmadığında, Hitmi ve ark. (80), Fuji Ortho LC için düşme oranını %7 bulmuşlardır. Poliakrilik asit yüzeye uygulandığında, kontaminantlar temizlenir, iyon değişimi ve asit diffüzyonuyla yüzey enerjisi değişir. Poliakrilik asit ön uygulaması, cam iyonomer siman ile mine arasında kimyasal bir bağ oluşmasını sağlar. Gorton ve Featherstone'un (75) çalışmasında, dişlerin mikrosertlik testinde, ışıkla sertleşen kompozit rezine göre (Transbond XT), Fuji Ortho LC, istatistiksel olarak daha az mineral kaybı göstermiştir. Yapıştırıcı seçilirken bağ kuvveti ana kriterse kompozit rezinler tavsiye edilir. Ancak hastalarda sabit ortodontik tedavi yaparken ki dekalsifikasyon riski gözardı edilmemelidir, ve flor salan simanlar bu fenomenin önlenmesini sağlayabilir.

2.2.4. Siyanoakrilat Yapıştırıcılar

Siyanoakrilat bazlı yapıştırıcılar nem aktif olarak ele alınırlar ve polimerizasyon sürecinin başlaması için nem varlığına ihtiyaç duyarlar (62). Piyasada bulunan siyanoakrilat (japon yapıştırıcısı) bazlı yapıştırıcı ile şu an mevcut olan ortodontik yapıştırıcı SmartBond® (Gestenco Int.) arasındaki fark, yapıştırıcı materyalin daha visköz olması için silika jel içermesidir (130). Materyalin polimerizasyonu iki basamaktan oluşur; (1) isosiyanat suyla tepkimeye girip, süratle karbondioksit ve amine dönüşen karbamik asit bileşiğini oluşturur ve (2) amin, kalan

isosiyanat gruplarıyla reaksiyona girip, yapıştırıcıyı üre gruplarının bir başından, diğer başına paralel olarak bağlar (62,97). Bu polimerizasyon süreci, yaklaşık 5 saniyelik kısa bir çalışma süresi tanıyarak sonuçlanır ve direkt yapıştırma için dezavantajlı görünse de indirekt yapıştırma için gayet yeterlidir.

Siyanoakrilat bazlı yapıştırıcının, ortodontik amaçlı kullanılıp, bağ kuvvetinin ölçüldüğü ilk çalışma Howells ve Jones (86) tarafından yayınlanmıştır. Yapıştırıcı toz likit sisteminden oluşmaktadır ve yapıştırmadan 7 gün sonra test edilmiştir. Ciddi düşük bağ kuvvetleri oluşmuştur. Bağ kuvvetindeki düşüşün sebebi materyalin hidrolizi olabilir. Daha yeni siyanoakrilat bazlı bir ürün yapıştırmadan 150 gün sonra stabil bulunmuştur (94). Şu an mevcut olan SmartBond® materyalinin direkt yapıştırmadaki in vitro bağ kuvvetleriyle ilgili raporlar birbirleriyle uyumsuzdur ve bağ kuvvetleri geniş bir aralıkta dağılmaktadırlar (6,25,31,62,130).

2.3. Işık Kaynakları

Ortodontist ışık kaynakları için aşağıdaki opsiyonlara sahiptir.

2.3.1. Konvansiyonel ve Hızlı Halojen Işıklar

Işığa duyarlı yapıştırıcı rezinlerde sertleşme işlemi, ışıkla başlatıcı aktive edildiğinde başlar. Çoğu ışıkla başlatıcılı sistem emici olarak camphoroquinone kullanır (7). Görünen ışık spektrumunun 470 nm olan mavi bölgesinde absorpsiyon maksimumdur. Şimdiye kadar ki mavi ışık göndermenin en yaygın yolu, halojen bazlı ışıkla sertleştirme üniteleridir (örn., Ortholux XT, 3M/Unitek). Elektrik enerjisi

düşük tungsten flamenti yüksek ısılara ulaştırınca, halojen lamba ışık oluşturur. Yaygın kullanımlarının yanı sıra, halojen lambaların bazı dezavantajları vardır. Kullanılan elektrik gücüne göre çıkan ışık gücü %1'den azdır. Halojen lambaların oluşan yüksek ısıdan lamba parçaları eskir ve o yüzden de 100 saate limitli bir lamba ömrü vardır.

Halojen ışıklar ortodontik kompozit rezinleri 20 saniyede, rezin modifiye CIS'leri ise braket başına 40 saniyede sertleştirirler (145). Bu uzun sertleşme zamanı klinisyen ve hasta için uygun değildir. Işıkla sertleşme işleminin süresini azaltmak için çeşitli girişimler yapılmıştır. Hızlı halojenler (örn., Optilux 501 ve Demetron, Kerr), diğer mevcut halojen ışıklardan anlamlı olarak yüksek bir çıkış gücüne sahiptir. Bu güç daha kuvvetli ışık üreten lambalarla ya da ışığı daha küçük bir alanda konsantre eden, turbo uçlarla elde edilir. Böylece sertleşme zamanları, konvansiyonel halojenlere göre yarıya indirilir. Filtre tekniğinin limitleri ve termal problemler, konvansiyonel sertleştirme ışıklarının gelişimini engellemektedir.

2.3.2. Argon Lazerleri

1980'lerin sonunda; argon lazerlerinin sertleşme zamanını dramatik olarak düşüreceği gösterilmiştir (163,180). Argon lazerleri 480 nm dalga boyuna yakın yüksek konsantrasyonda ışık üretirler. Ayrıca ışık paraleldir, bu da mesafe artsa da gücün stabil kalmasına yardımcı olur. Argon lazerlerin başka bir özelliği de lazerlenmiş mine yüzeyini dekalsifikasyona karşı korumasıdır. Güncel çalışmalara göre, lazerle ışınlama, braketler etrafındaki mine demineralizasyonunu önemli ölçüde düşürmektedir (8,123). Argon lazeri ile sertleştirme zamanları, fillersiz rezinlerde 5 saniyeye, fillerlilerde 10 saniyeye düştüğü halde, günümüzde kullanımları

ortodontide yaygın değildir (98). Buna sebep, yüksek maliyetleri ve taşınmalarının zorluğu gösterilebilir.

2.3.3. Plazma Ark Işıklar

1990'ların ortasında, restoratif diş hekimliğinde kompozit materyallerin xenon plazma ark ampulle, yüksek şiddette sertleştirilmesi gündeme gelmiştir. Bu lamba, tungsten anod ve xenon gazıyla dolu tüp içindeki katoddan oluşur. Elektrik akımı xenondan geçtiğinde, gaz iyonize olur, negatif ve pozitif partiküllerden oluşan bir plazma oluşturur. Böylece şiddetli bir beyaz ışık ortaya çıkar. Yüksek voltaj ve oluşan ısı sebebiyle, plazma ark ışıklar, el tabancası yerine ana ünitelerde üretilir. Beyaz ışık 430–490 nm arasındaki dar spektrumdaki mavi ışığa filtre edilir. Konvansiyonel halojen lambalar 300 mW enerji açığa çıkartırken, plazma ark lambası 900 mW'lık çok daha yüksek bir enerji seviyesine sahiptir. Yüksek şiddetteki ışığın avantajı, kompozit rezinin polimerizasyonu için gereken ışık enerjisi çok daha kısa sürede verilir. Güncel klinik çalışmalar, metal braketlerde 3-5 sn, porselenlerde daha da az ışınlama sürelerinin, konvansiyonel halojenlerle 20 sn ışınlamadaki braket kopma oranlarını verdiğini ortaya çıkarmaktadır (100,146). Bu sebepten, plazma ark ışıkların ortodontik braketlerin sertleşme sürelerini, bağ kopma oranını etkilemeden kısalttığı söylenebilir.

Yüksek şiddetteki ışıklarca üretilen ısı ve pulpaya zarar verme durumu bazı araştırmalarda belirtilmiştir (117,131). Zach ve Cohen (185), primatlarla yaptıkları çalışmada pulpa ısısı 42.5 °C'nin üzerine çıktığında kalıcı zarar oluştuğunu bulmuşlardır. Restorasyon çalışmasında, pulpa ısısının halojen ışıkla 2.8 °C ve plazma ark ışıkla ise 1.1 °C arttığı gösterilmiştir (13). Yine de ortodontik

yapıştırımda plazma ark kullanılacaksa, pulpal ısınmayı düşünerek, 5–10 saniyelik bir ışınlamayı yeterli görmek gerekir (126).

2.3.4. Light–Emitting Diodes (LED’ler):

En güncel ışık kaynağı kategorisi, LED ışık kaynaklarıdır. 1995’de Mills ve ark. (116), konvansiyonel halojen ışıkların, zaafalarını aşmak için ışıkla polimerize olan rezinlerde katı formda LED teknolojisi kullanmışlardır. Işık ileten diotlar, ışık üretmek için yarı iletkenlerin bağlanmış bir hamurunu kullanmaktadır. 10.000 saatten fazla ömürleri vardır ve bu zaman içinde çok az güç kaybederler. LED’lerin mavi ışık oluşturmak için filtreye ihtiyacı yoktur, şok ve vibrasyona dayanıklıdır ve çalışmak için çok az enerjiye ihtiyaç duyarlar. Üşümez ve ark. (171), 20 ila 40 saniyelik LED ışınlamasının 40 saniyelik halojen ışıkla ışınlamayla benzer sonuçlar verdiğini göstermişlerdir. Ancak 10 saniyelik LED ışınlaması (Elipar Freelight 3M/ESPE), belirgin olarak düşük bağ kuvveti değerleri vermiştir. Uzun ömürleri ve daha stabil ışık çıkışları, halojen lambalara göre ortodontide daha uzun bir gelecek vadetmektedir. Yüksek şiddette diodu olan yeni jenerasyon LED’ler (örn., Ortholux LED, 3M/Unitek, 10 sn metal için 5 sn porselen için tavsiye edilmiştir), ışınlama sürelerini daha da kısaltabilir ama kesinleşmesi için daha fazla çalışma ve klinik deneme gereklidir.

2.4. Braketler

Ortodontik braket yapıştırılması için günümüzde üç çeşit ataşman vardır; plastik bazlı, seramik bazlı ve metal (paslanmaz çelik, titanyum, altın kaplı) bazlı.

Çoğu klinisyen rutin uygulamalarında, en azından çocuklarda, metal ataşmanları tercih etmektedirler (98).

2.4.1. Plastik Braketler

Plastik braketler polikarbonattan yapılmışlardır ve çoğunlukla estetik sebeplerden kullanılırlar. Saf plastik braketler, distorsiyona, kırılmaya direnç gösteremez, slotun aşınması, su emme, renk değiştirme, ve uygun yapıştırıcı rezin gereksinimi gibi sorunlar yaratırlar (138). Bu tip braketler, minimum kuvvet uygulanacağında, kısa süreli tedavilerde, özellikle erişkinlerde kullanılmalıdır. Takviye edilmiş plastik braketlerin yeni tipleri, çelik slotlu olarak da tercih edilebilmektedir. Estetik alternatif olarak çelik slotlu plastik braketler kullanılabilir, ancak kanatların altını kuvvetlendirmek için braket kalınlaştırılmıştır.

2.4.2. Seramik Braketler

Seramik braketler, bazen problemliler olsalar da, günümüz ortodontisinin önemli bir parçasıdır. Seramik braketler, monokristalli, veya polikristalli alüminyum oksitten imal edilirler (20,159). Teoride bu braketler, plastik braketlerin estetiğine ve metal braketlerin dayanıklılığına sahiptir. Günümüz seramik braketleri, elastik ligatürlerle karşılaştırıldığında lekelenmez veya renk değiştirmez. Çelik ligatürler dikkatlice kullanılabilir (67,68,159).

Seramik braketler mineye iki farklı mekanizmayla yapışırlar; (1) tabandaki girintilere mekanik tutunma, (2) silan bağlayıcı ajanla kimyasal tutunma. Mekanik tutunmada, söküm esnasında stres yapıştırıcı-braket aralığında olurken, kimyasal

bağlanmada fazla bağ kuvvetleri oluşup, kopma alanı mine–yapıştırıcı aralığına kaymaktadır. Kimyasal ve ışıkla sertleşen yapıştırıcılar seramik braketler için uygundur (45,125,159). Önceden ışıkla sertleşen pasta üzerine konmuş seramik braketler dişe uygulanıp, yaklaşık lokalizasyonlarına bastırılırlar. Braketleri ayarlayıp taşan fazla yapıştırıcı alındıktan sonra, braketler ışınlanarak yerlerine yapıştırılırlar (127).

Ancak, mevcut saf seramik braketlerin bazı dezavantajları vardır (190);

1. Ortodontik tel ile seramik braket arasındaki sürtünme, çelik brakete göre fazladır ve sürtünme miktarını tahmin etmek zordur (16,74,98,104). Bu tahmin edilemezlik, optimal kuvvet seviyelerinin tahminini ve ankraj kontrolünü zorlaştırmaktadır. Bu yüzden çelik slot yerleştirilmiş seramik braketler sürtünmeyi azaltmak için klinik uygulamalarda daha güvenilirlerdir (20,44,45).

2. Seramik braketler, çelikler kadar dayanıklı değildir ve doğaları gereği kırılırlar. Bu braketler ortodontik tedavi esnasında kırılabilirler. Özellikle tam slot büyüklüğünde (veya yakın), çelik ark telleri tork vermek amaçlı kullanıldığında bu durum olabilir (68,84).

3. Seramik braketler çelikten serttir ve herhangi bir karşı dişte mine aşınması yaparlar.

4. Seramik braketlerin sökümü metallere göre zordur ve sökerken kolaylıkla kanat kırılmaları olabilir (26,155,165).

5. Yüzeyi metal brakete göre daha engebeli ve deliklidir. Bu da plağın yapışmasını kolaylaştırır.

6. Gereken mukavemeti sağlamak için eklenmiş materyal, ağız hijyenini sağlamayı zorlaştırır (96).

2.4.3. Metal Braketler

Metal braketler yapışma için mekanik retansiyona ihtiyaç duyarlar ve örgü kafes bu retansiyonun sağlanması için konvansiyonel yöntemdir (98). Photoetched girintili olanlar veya makineyle açılmış girintili olanlar da mevcuttur.

Örgü tabanlı braketlerde, taban alanı bağ kuvveti açısından kritik bir faktör değildir. Ufak, daha az dikkat çeken metal tabanların kullanımı, diş eti iritasyonun önlenmesini sağlamaktadır. Aynı sebepten taban diş eti marjini takip etmelidir. Taban, periferdeki demineralizasyon riski ve biyomekanik sebeplerle, kanatlardan küçük olmamalıdır. Mandibuler molar ve premolar braketleri oklüzyondan uzak tutulmalıdır, yoksa braketler kolaylıkla kopabilirler.

Metal braketlerin korozyonu bir problem olabilir (112), ve siyah–yeşil renklenmeler, paslanmaz çelik ataşmanların etrafında görülebilirler (50,110). Zayıf yapışma olan bölgelerde metalin korozyonu, kullanılan paslanmaz çeliğin alaşımından olabilir (110). Ancak, galvanik akım, braket taban dizaynı ve yapısı, kişisel ağız ortamı ve braketlerin termal döngüleri katılımcı faktörler olarak sayılabilirler (81,112,174). Paslanmaz çeliğin korozyon şüphesinden dolayı daha korozyona dirençli ve biyouyumlu titanyum gibi metallerin kullanımı giderek artmaktadır (56,98,174).

Altın kaplı çelik braketler, özellikle maksiller premolarlar ve mandibuler premolarlar ile anterior dişler için tercih edilmektedirler. Çeliklere göre daha estetik, seramiklere göre de daha temiz ve hijyeniktirler. Hasta kabulü genelde pozitifdir. Altın kaplı braketlerle yapılan çalışmalarda korozyon veya diğer klinik yan etkiler gözlenmemiştir (190).

BÖLÜM III

MATERYAL VE METOD

3.1. Çalışmamızda Kullanılan Dişler

Çalışmamızda 400 adet insan premolar dişi kullanılmıştır. Dişler, Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Hastalıkları Cerrahisi Anabilim Dalı'na başvurmuş hastalardan, çekim sonrası, dişler atıldıktan sonra temin edilmişlerdir. Dişlerin seçiminde hastanın yaşı, cinsiyeti, dişin hangi çeneden olduğu, kaçınıcı premolar diş olduğu gibi kriterler önemsenmemiştir. Önemsenen kriterler; dişlerin periodontal sebeplerden çekilmiyor olması, çürük veya dolgu içermemesi, mine üzerinde çatlak veya davye izi olmamasıdır.

3.1.1. Dişlerin Saklanma Koşulları

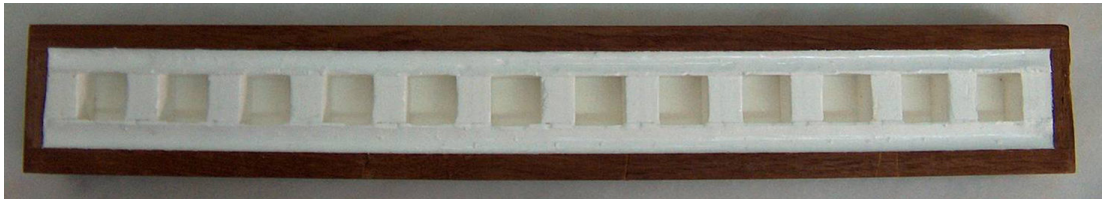
Minenin yapısının bozulmaması, bakteri ürememesi, kimyasal bir farklılaşma olmaması dişlerin saklanması esnasında istenen koşullardır. Çalışmamızda kullandığımız dişler, çekildikten hemen sonra hava su spreyiyle yıkanmış, kurutulmuş, içerisinde %0.1'lik timol solüsyonu olan siyah cam şişelerde (*Resim 1*), karanlıkta ve oda sıcaklığında saklanmışlardır. Timol solüsyonları, ayda bir yenilenmiştir.



Resim 1: İçerisinde timol solüsyonu olan siyah cam şişelerde bekletilen dişler

3.2. Akrilik Blokların Hazırlanması

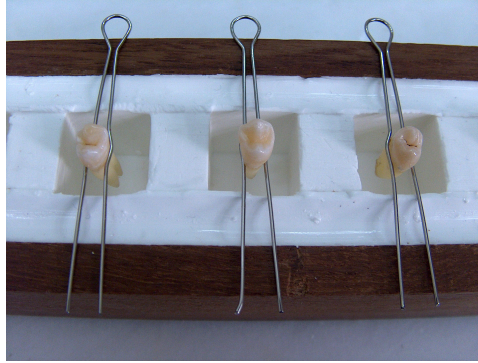
Çalışmamızda kullandığımız dişler, braketler yapıştırıldıktan sonra test cihazına taşınabilmeleri için yapıştırma öncesi otopolimerizan soğuk akrilikden oluşan akrilik bloklara gömülmüşlerdir. Akrilik blokların boyutlarını standardize edebilmek açısından, özel bir kalıp hazırlanmıştır. Kalıbın dışı tahtadan oluşmaktadır. İçine beyaz soğuk silikon doldurulup, akrilik blokları taklit eden ve yine tahtadan oluşan, vazelin sürülmüş erkek parça silikonun içine basılmış ve silikon donmaya bırakılmıştır. Silikon sertleştikten sonra blokları taklit eden tahta parça silikonun içinden çıkarılmıştır. Sonuçta, aynı anda 12 adet diş standart boyutlardaki akrilik bloklara gömmemizi sağlayacak kalıp oluşturulmuştur (*Resim 2*). Akrilik blokların boyutları: 2 x 2 x 2.5 cm boyutlarındaki dikdörtgen prizmalardır.



Resim 2: Akrilik blokları oluşturmak için kullanılacak silikon kalıp

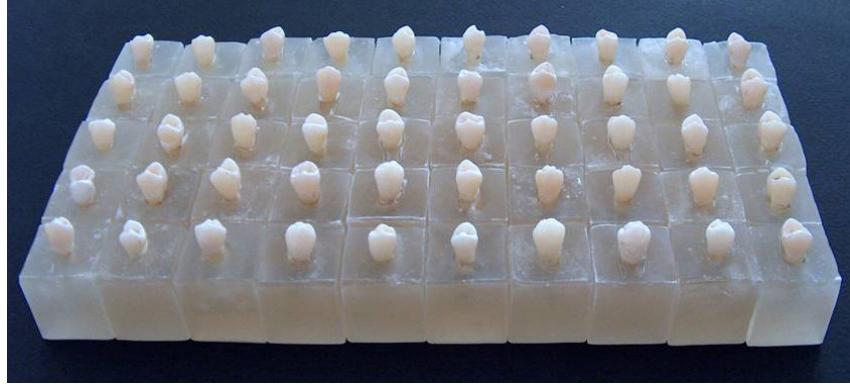
Kalıbın içindeki akrilik donarken, dişleri eğilmeden ve istenen yükseklikte tutmak için 0.7 mm'lik ortodontik çelik telden özel mandallar yapılmıştır. Gömülecek dişler, timol solüsyonundan çıkarılıp, yıkanıp, kurutulmuş ve mandalların tutması için koleleri hizasından, mezyal ve distal taraflarında 1 mm derinliğinde oluklar oluşacak şekilde separe ile çizilmişlerdir.

Kurumuş dişler, mandallara geçirilmiş ve akriliğin likidi kalıpların dibine konduktan sonra, toz eklenmeden önce silikon kalıbın üzerine dizilmişlerdir (*Resim 3*). Dişlerin açıları düzeltilip, kronlarının eksen eğimlerinin yer düzlemine dik olması sağlanmıştır. Sonra dişlere değıdirmeden akriliğin toz kısmı ilave edilmiştir. Polimerizasyon gerçekleşikten sonra dişler akrilik bloklarıyla beraber kalıptan çıkarılmıştır. Böylece dişlerin kronlarına likit ile toz hiç temas etmeden dişler akrilik bloklara gömülmüşlerdir.



Resim 3: Mandallara geçirilip silikon kalıp üzerine dizilmiş dişler

Oluşturulan bu materyal, braketlerin yapıştırılma aşamasına kadar yine %0.1'lik timol solüsyonu içeren ve ışık almasın diye alüminyum folyo ile kaplanmış olan cam kavanozlarda, 50'şerlik gruplar halinde saklanmışlardır. Kavanozlara konmadan önce örnekler sabit bir kalemle gruplarına göre numaralandırılmışlardır. *Resim 4'*de 50 adet örneğin numaralandırma öncesi dizilmiş hali görülmektedir.



Resim 4: 50 adet örneğin numaralandırma öncesi dizilmiş hali

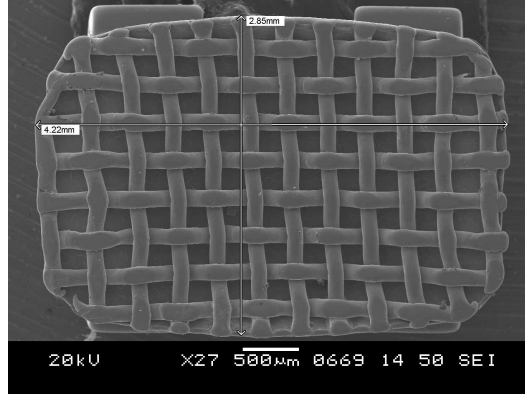
3.3. Dişlerin Braket Yapıştırılması İçin Hazırlanması

Yapıştırma işlemi öncesinde diş yüzeyinde hiçbir organik veya mekanik artık olmaması önemlidir. Bir seferde 50 adet diş braket yapıştırılması için hazırlanmıştır. Dişler timol solüsyonundan çıkarılıp, 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 spreyiyle kurutulmuşlardır.

3.4. Çalışmamızda Kullanılan Braketler

Çalışmamızda, Dentaurum firmasının Ultra-Minitrim Roth serisinden 400 adet 0.018"x0.030" slotlu premolar braketini kullanılmıştır. Braketlerin taban alanı, braketin slotundan 0.018"x0.025" kalınlığında paslanmaz çelik tel geçirilip, braket cam üzerine konup, telin iki ucundan bastırılıp, braketin tabanındaki kurvatür düzleştirildikten sonra SEM görüntüsü üzerinden, bilgisayar yardımıyla 10.79 mm²

olarak hesaplanmıştır. *Resim 5*'de düzleştirilmiş braket tabanının SEM görüntüsü görülmektedir.



Resim 5: Düzleştirilmiş braket tabanının SEM görüntüsü

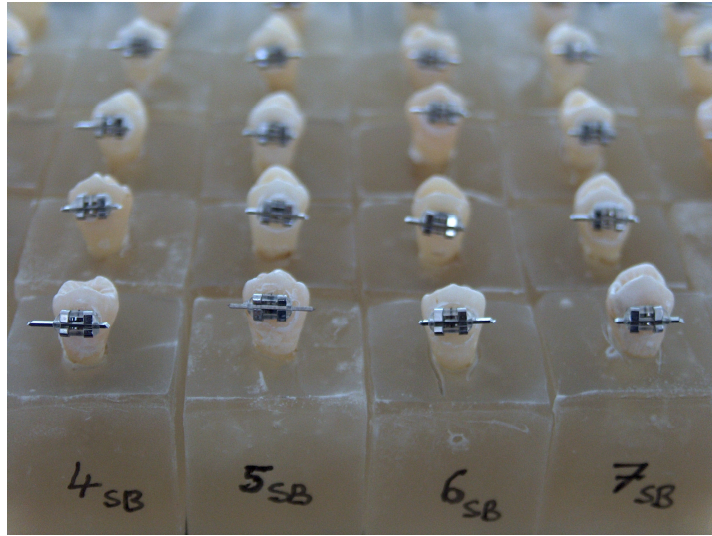
3.5. Braketlerin Dişlere Yapıştırılması

Çalışmamızda, 100'er diş içeren 4 adet grup oluşturulmuştur ve bu gruplardaki dişler 4 değişik ortodontik amaçlı yapıştırıcı ile firmaların tarif ettiği şekilde yapıştırılmışlardır. Bir seferde 50 adet diş braket yapıştırılmıştır. Yapıştırma esnasında, braket tabanlarındaki yapıştırıcıların, mine ve braket tabanı içine penetrasyonunu sağlamak için bir sond ile braketler diş yüzeylerine 300 ± 10 gramlık kuvvet ile bastırılmışlardır. Bastırma işleminde uygulanan kuvveti standardize edebilmek için Tefal Gourmet isimli dijital mutfak tartısı kullanılmıştır (*Resim 6*). Taşan yapıştırıcılar da yine sond yardımıyla diş yüzeyinden alınmışlardır.

Yapıştırılan braketlerin tümüne, 0.018"x0.025"lik çelik ark telleri lastik ligatürler yardımıyla ligatüre edilmişlerdir (*Resim 7*). Bu uygulamanın sebebi, sıyırma testi esnasında braket kanatlarının esneme olasılığını en aza indirmektir.



Resim 6: Dijital tartı yardımıyla dişlere uygulanan kuvvetin ölçülmesi



Resim 7: Braketlere ligatüre edilmiş 0.018"x0.025"lik çelik ark telleri

3.5.1. Unite (3M/Unitek) + %37'lik Scotchbond (3M/ESPE) Grubu

Braketler, otopolimerizan bir no-mix yapıştırıcı olan Unite ile aşağıda anlatılan prosedür doğrultusunda yapıştırılmışlardır.

1. Pomzalanıp, yıkanıp, kurutulmuş dişlerin vestibül yüzeylerine %37'lik konsantrasyonda fosforik asit içeren mavi jel asit uygulanmıştır. 15 saniye beklenmiş ve hava su spreyiyle 30 saniye yıkanıp, 30 sn kurutulmuşlardır.

2. Beyazlamış diş minesini ve braket tabanına primer sürülmüştür.

3. Braket tabanına yapıştırıcı pasta sürülüp, braket diş üzerine konulup, düzeltilmiştir.

4. Diş tartıya taşınıp, brakete bastırılmış ve taşan yapıştırıcı braket oynatılmadan, sond yardımıyla temizlenmiştir.

3.5.2. Transbond XT (3M/Unitek) + %37'lik Scotchbond (3M/ESPE) Grubu

Işıklı polimerize olan Transbond XT'nin konvansiyonel asitleme ile yapıştırılmasında aşağıdaki aşamalar uygulanmıştır.

1. Pomzalanıp, yıkanıp, kurutulmuş dişlerin vestibül yüzeylerine %37'lik konsantrasyonda fosforik asit içeren mavi jel asit uygulanmıştır. 15 saniye beklenmiş ve hava su spreyiyle 30 saniye yıkanıp, 30 sn kurutulmuşlardır.

2. Beyazlamış diş minesini üzerine primer sürülmüştür.

3. Braket tabanına yapıştırıcı pasta sürülüp, braket diş üzerine konulup, düzeltilmiştir.

4. Diş tartıya taşınıp, brakete bastırılmış ve taşan yapıştırıcı braket oynatılmadan, sond yardımıyla temizlenmiştir.

5. Braketlerin mezyal ve distalinden 6'şar saniye ışınlama yapılmıştır.

3.5.3. Transbond XT (3M/Unitek) + Transbond Plus Self Etching Primer (3M/Unitek) Grubu

Yukarıdaki grupla aynı yapıştırıcı pasta kullanılan bu grupta konvansiyonel asitleme yerine kendinden asitli primer kullanılmıştır. *Resim 8*'de ürünün resmi görülmektedir. Asitleme, yıkama, kurutma aşamalarını tek bir aşamada birleştiren bu yöntemdeki yapıştırma aşamaları aşağıdaki gibidir.

1. Pomzalanıp, yıkanıp, kurutulmuş dişlerin vestibülüne 3 saniye boyunca bastırarak dairesel hareketle Transbond Plus Self Etching Primer uygulanmıştır. Primerin aktive edilme aşamaları şöyledir.

2. En dıştaki hazne parmakların arasında ezilir. Böylece birinci haznedeki solüsyon, ikinci hazneye geçer ve iki solüsyon karışır.

3. Birinci hazne, ikinci haznenin başladığı yerden ikinci haznenin üzerine katlanır ve ikisi üst üste sıkılır. Böylece birinciyle karışmış olan ikinci solüsyon, aplikatörün olduğu üçüncü hazneye geçer ve aplikatörün ucunu ıslatır.

4. Her diştten sonra aplikatör tekrar haznesine sokulup ıslatılmıştır.

5. 5 dişte bir yeni paket aktive edilip, kullanılmıştır.

6. Braket tabanına yapıştırıcı pasta sürülüp, braket diş üzerine konulup, düzeltilmiştir.

7. Diş tartıya taşınıp, brakete bastırılmış ve taşan yapıştırıcı braket oynatılmadan, sond yardımıyla temizlenmiştir.

8. Braketlerin mezyal ve distalinden 6'şar saniye ışınlama yapılmıştır.



Resim 8: Transbond Plus Self Etching Primer (3M/Unitek)

3.5.4. SmartBond® (Gestenco Int.) + %37'lik Scotchbond (3M/ESPE) Grubu:

Nem varlığında aktive olan ve kimyasal olarak polimerize olan SmartBond® bir siyanoakrilat yapıştırıcıdır. *Resim 9*'da ürünün resmi görülmektedir. Yapıştırma aşamaları firmanın tavsiyeleri doğrultusunda uygulanmıştır.

1. Pomzalanıp, yıkanıp, kurutulmuş dişlerin vestibül yüzeylerine %37'lik konsantrasyonda fosforik asit içeren mavi jel asit uygulanmıştır. 15 saniye beklenmiş ve hava su spreyiyle 30 saniye yıkanmıştır. Kurutma yapılmamıştır.

2. Aplikatör fırça yardımıyla, braket tabanına yapıştırıcı jel sürülmüş, braket nemli diş yüzeyine konulup, düzeltilmiştir.

3. Diş tartıya taşınıp, brakete bastırılmış ve taşan yapıştırıcı braket oynatılmadan, sond yardımıyla temizlenmiştir.

Tüm grupların yapıştırma aşamaları *Tablo 1*'de gösterilmiştir.



Resim 9: SmartBond® (Gestenco Int.)

Tablo 1: Yapıştırma aşamaları

Grup Adı	Asitleme	Yıkama	Kurutma	Primerleme	Işınlama
Trans.XT + TPSEP				3 sn	6 sn + 6 sn
Unite + %37'lik asit	15 sn	30 sn	30 sn	diş + braket	
SmartBond® + %37'lik asit	15 sn	30 sn			
Trans.XT + %37'lik asit	15 sn	30 sn	30 sn	diş	6 sn + 6 sn

3.6. Yapıştırma İşleminde Kullanılan Işık Kaynağı

Çalışmamızda, Hilux'un Ultra Plus model hızlı ışık kaynağı kullanılmıştır. Tabancanın ucuna 13 mm'den 8 mm'ye incelen turbo uç takılmıştır. Böylece aletin ışık gücü 1400 mW/cm² olacak şekilde ayarlanabilmiştir.

3.7. Örneklerin Test Öncesi Saklanması

Çalışmamızda her sıyırma testi için hazırladığımız 50 adet braket yapıştırılmış diş, test öncesinde 24 saat boyunca 37° C’de distile su içinde metal bir kapta bekletildi (*Resim 10*). Isıyı stabilize etmek için buzdolabı termostatu kullanıldı. Hassas bir şekilde kalibre ettiğimiz termostat, kabın dibindeki suyun ısısının 37° C’de sabit kalmasını sağlamıştır.



Resim 10: Örnekler 37° C’de distile su içinde bekletilirken

3.8. Sıyırma Testlerinin Yapılması

Testler Dokuz Eylül Üniversitesi, Mühendislik fakültesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü’nde yapılmıştır. Bir defada 50 adet örneğin testi yapılmıştır. Testler için AG-50kNG Shimadzu Autograph Model Üniversal Test Cihazı kullanılmıştır (*Resim 11*). Cihazın bazı özellikleri aşağıdadır.

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

Çene hızı: 0.5-500 mm/dak

Yük kalibrasyonu: Otomatik

Kalibrasyon yükü: Çekme ve basma

Rijitlik: 175 kN/mm



Resim 11: AG-50kNG Shimadzu Autograph

Bıçak olarak uca doğru keskinleşen ve braket kanatlarının altına girip, tek noktadan brakete basan özel yapım bir çelik bıçak kullanılmıştır. Örnekler, göz kararı olarak bıçağın uzun eksenini, braketin tabanına paralel olacak şekilde özel bir mengeneyle sıkıştırılmışlardır (*Resim 12*). Cihazın çene hızı bıçak dakikada 0.5 mm

inecek şekilde ayarlanmıştır. Test sonuçları, bilgisayara kaydedildiği gibi, tarafımızdan da kağıt üzerine yazılmışlardır.



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

3.9. Artık Yapıştırıcı Skorlamasının Yapılması

Sıyırma testleri tamamlandıktan sonra mercek yardımıyla 16 büyütmede dişlerin üzerindeki artık yapıştırıcı miktarına ve böylece diş ile braket arasındaki

kopmanın nereden olduğuna bakılmıştır. Bishara ve Truelove'ın (30) kullandığı 5 kategorili skorlama yöntemi kullanılmıştır. Buna göre;

- 1→Yapıştırıcının tamamı diş üzerinde kalmıştır,
- 2→Yapıştırıcının %100'ü ile %90'ı arası diş üzerinde kalmıştır,
- 3→Yapıştırıcının %90'ı ile %10'u arası diş üzerinde kalmıştır,
- 4→Yapıştırıcının %10'u ile %0'ı arası diş üzerinde kalmıştır,
- 5→Yapıştırıcının tamamı braket tabanında kalmıştır.

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

Artık yapıştırıcı skorlaması tamamlandıktan sonra, 100'er örnek içeren 4 deney grubundan, her grubun ortalama değerlerine en yakın 10'ar örnek alınıp, SEM incelemesi için hazırlanmışlardır. Hazırlık, SEM incelemesi ile dişlerin üzerindeki yapıştırıcının penetrasyonunu gözlemlemek üzere yapılmıştır.

Öncelikle akril blok içindeki dişlerin kronları vestibülden linguale doğru, tüberkül tepelerinden ikiye bölünmüşlerdir. Sonra koleden kesilmişlerdir. Örnek dişin kronunun yarısı SEM incelemesi için, diğer yarısı ise ışık mikroskobu incelemesi için ayrılmıştır.

SEM için ayrılan yarım kronlar, önceden 2 ml'lik enjektörlerden kesilerek hazırlanmış, otopolimerizan şeffaf soğuk akrilik içeren 1 cm uzunluğundaki kalıplara, kesit yüzeyi yukarı bakacak şekilde yerleştirilmişlerdir.

Polimerizasyon sonrası kalıplardan çıkarılan akrilik bloklar, 1600 ve 2000 numaralı su zımparaları ile su altında zımparalanıp, 5 µm çapında elmas grenler

içeren polisaj pastası ve saf alkol ile dönen bir kadife keçe üzerinde parlatılmışlardır.

Resim 13'de parlatma işlemi tamamlandıktan sonra örneklerin resmi görülmektedir.



Resim 13: Parlatma işlemi tamamlanmış örnekler

Parlatma sonrası her örnek saf alkol ve pamuk ile silinmiş ve sıcak hava ile kurutulmuştur. Daha sonra her örnek 1 mm kalınlığında olacak şekilde çelik separe ile kesilmiş ve 32 mm çapındaki, elektron mikroskobunun alüminyum tablasına yerleştirilmek üzere ufaltılmışlardır. 16 dilimden oluşan alüminyum tablanın dıştaki iki sırasına 16 şar örnek, içteki sırasına ise 8 örnek, her gruptan bir örnek sırayla gelecek şekilde japon yapıştırıcısı ile yapıştırılmıştır (*Resim 14*).



Resim 14: Alüminyum tablaya yapıştırılmış örnekler

40 örnek de tablaya yapıştırıldıktan sonra, tabla 0.0012" lik ortodontik ligatür telinden yaptığımız sepetin içine yerleştirilmiştir. Kliniğimizde bulunan Diama marka ultrasonik titreşim üreten cihazın haznesine su doldurulmuş ve suyun içine bir tanesi 0.01 mol/l HCL, diğeri ise saf su içeren 2 adet bardak konmuştur (*Resim 15*). Ligatür sepetin içine koyduğumuz, üzerinde örnekler bulunan SEM tablası, makine ultrasonik titreşimler üretirken, 30 saniyeliğine HCL içeren hazneye, hemen ardından da 60 saniyeliğine saf su içeren hazneye daldırılmıştır. Böylece örneklerin hepsinin aynı anda aynı sürede dağlanması sağlanmıştır (*Resim 16*).



Resim 15: Ultrason cihazı ve bardaklar



Resim 16: Örnekler 0.01 mol/l HCL içinde dağlanırken

Tabla sepetten çıkarılmış ve kuru hava spreyi ile 60 saniye boyunca kurutulmuştur. Örnekler tamamen kuruduktan sonra örneklerin mikroskop ile incelenmeyecek taraflarını örtecek şekilde, üzerlerine karbon bant yapıştırılmıştır (*Resim 17*). Tabla daha sonra SEM incelemesi için altın kaplanmak üzere kaplayıcı cihaza konmuştur (*Resim 18*).



Resim 17: Örneklerin karbon bant ile kaplanmış hali



Resim 18: Örnekler altın kaplanırken

3.11. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile İncelenmesi

Örneklerin SEM'le incelenmesi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Mühendislik fakültesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü'nde yapılmıştır. İncelemede JSM-6060 JEOL model taramalı elektron mikroskobu kullanılmıştır (*Resim 19*). Mikroskobun bazı özellikleri aşağıdadır.

- Taramalı elektron mikroskobu (SEM) tamamen dijital olup bilgisayar kontrolü ile çalışmaktadır.

- Elektron kaynağı olarak K- tipi tungsten filaman kullanılmaktadır.

- Akım değeri yaklaşık 1 pA den 0.3 μ A ye kadar değişmektedir.

- 5 eksen motorize kartezyen kontrolü (X=20mm, Y=10mm, Z=40mm, Tilt= -10 +90°, Dönme=360°) ile çalışmaktadır.

- 30 kV hızlandırıcı voltajı ve 8 mm çalışma aralığı koşullarında 3,5 nm çözünürlük elde edilmektedir.

- 8x-300.000x arası büyütme kapasitesine sahiptir. (Çalışma aralığının 48 mm ve hızlandırma voltajının da 10kV olması durumunda 5x büyütmesine kadar inilmektedir.)

- SEI ve BEI olmak üzere iki farklı modda görüntü alınabilmektedir.

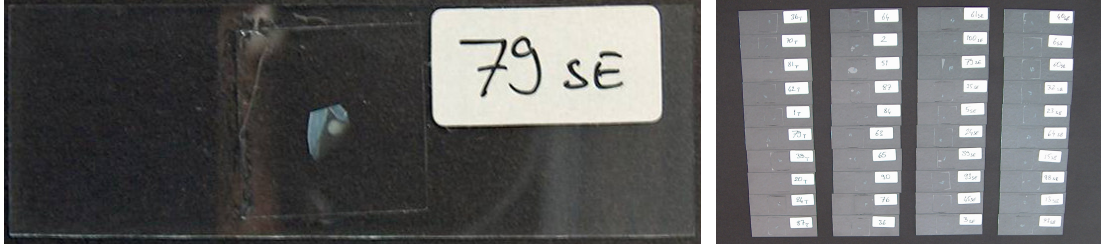
Çalışmamızdaki örnekler SEM ile SEI modunda 2500 büyütmede incelenmişlerdir.



Resim 19: JSM–6060 JEOL model taramalı elektron mikroskobu

3.12. Işık Mikroskobu ile İnceleme İçin Örnek Hazırlanması

Işık mikroskobu ile inceleme için ayrılan yarım kronların tüberkül tepesine yakın taraflarından çelik separe ile 0.5 – 1 mm kalınlığında dilimler kesilmiştir. Bu dilimler 800, 1200, 1600 ve 2000 numaralı E. A. C. Su zımparaları ile zımparalanarak 50 µm kalınlığa indirilmişlerdir. Kalınlık SOMET marka hassas ölçerle ölçülmüştür. İnceltmiş örnekler; oluşan smear tabakasını ve diğer eklentileri kaldırmak için 0.01 mol/l HCL ile 30 sn dağlanmış, ve 60 sn distile su ile yıkanmışlardır. Bu örnekler lam lamel arasında Merck marka mikroskop verniği ile sabitlenmişlerdir (*Resim 20*).



Resim 20: Işık mikroskobuyla inceleme için hazırlanmış örnekler

3.13. Örneklerin Işık Mikroskobu ile İncelenmesi

Örneklerin incelenmesi Dokuz Eylül Üniversitesi, Mühendislik fakültesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü'nde yapılmıştır. İncelemede Nikon ECLIPSE ME600D model optik mikroskop kullanılmıştır (*Resim 21*). Bu cihazda bulunan; optik mikroskop, Nikon Photomicrographic Model U-III fotoğraf makinası, video kamera ve LUCIA yazılım programı ile hem dijital görüntü alma hem de görüntü üzerinde analiz yapma imkânı olmuştur. Hem üstten hem alttan aydınlatma özelliği ile demir ve demir dışı malzemelerin yanı sıra biyolojik amaçlı incelemelere imkân sağlamaktadır. Örnekler ışık mikroskobu ile 100 ve 500 büyütmelerde incelenmiş ve fotoğrafları çekilmiştir.



Resim 21: Nikon ECLIPSE ME600D model optik mikroskop

BÖLÜM IV

BULGULAR

4.1. Sıyırma Deneyleri ile İlgili Bulgular

Dört farklı tip yapıştırıcının kullanıldığı çalışmamızda, deney gruplarındaki örneklerin sıyırma kuvvetine karşı gösterdikleri bağ kuvvetleri Newton cinsinden *Tablo 2*'de verilmiştir. Sıyırma deneylerinde elde edilen bulguların minimum, maksimum ve ortalama değerleri ile standart sapmaları Megapaskal cinsinden *Tablo 3*'de verilmiştir. *Grafik 1*'de ise standart sapmaları ile grup ortalamalarının karşılaştırmaları vardır. Gruplar arasındaki farklılıkların karşılaştırılması için Nonparametrik Kruskal-Wallis ve Bonferroni düzeltilmeli Mann-Whitney U testi uygulanmıştır. Gruplar arasındaki istatistiksel değerlendirme sonuçları şu şekildedir;

- Transbond XT + Transbond Plus Self Etching Primer grubu ile SmartBond® grubu arasında tutuculuk değerleri açısından anlamlı fark ($p < 0,0083$) vardır. SmartBond® grubu daha iyi tutunmuştur.
- Transbond XT + Transbond Plus Self Etching Primer grubu ile Transbond XT + %37'lik asitle dağlanmış grup arasında tutuculuk değerleri açısından anlamlı fark ($p < 0,0083$) vardır. %37'lik asitle dağlanmış grup daha iyi tutunmuştur.
- Diğer grupların karşılaştırılmasında herhangi bir istatistiksel fark saptanmamıştır.

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

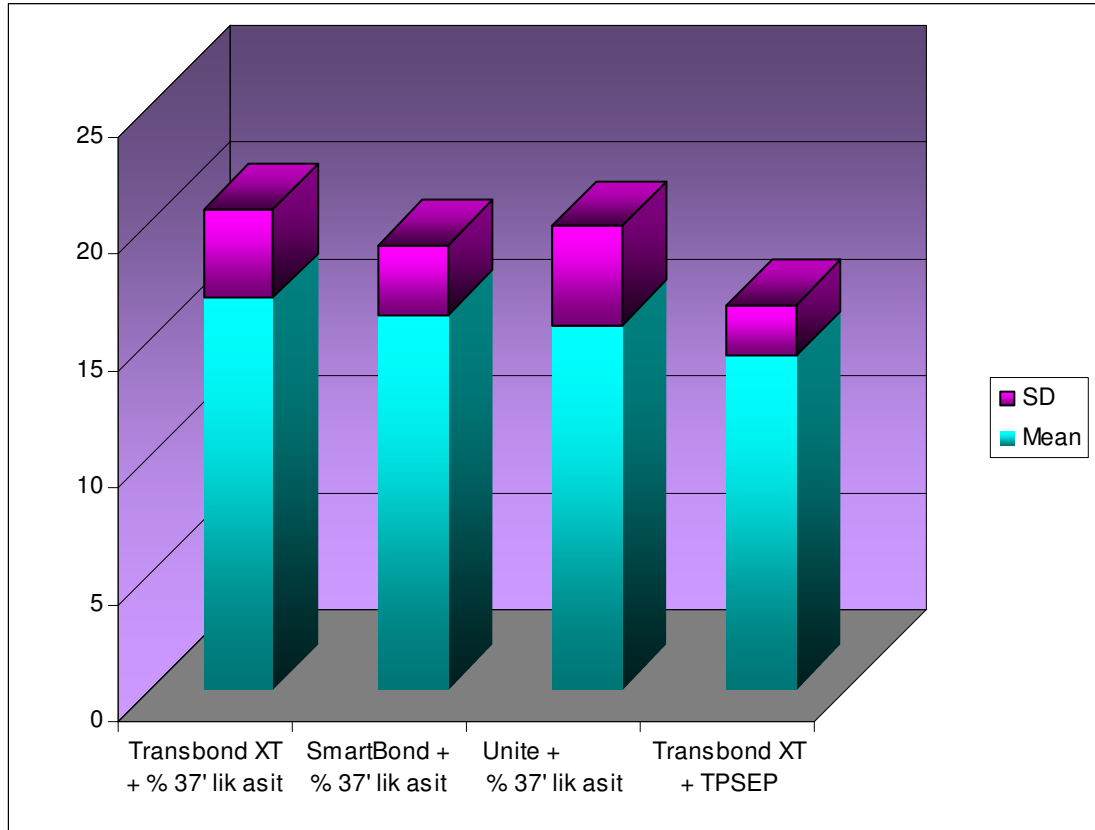
Örn #	Transb.+ TPSEP	ARI skoru	Transb.+ % 37 asit	ARI skoru	Smartb.+ % 37 asit	ARI skoru	Unite + % 37 asit	ARI skoru
1	148,500	4	179,000	4	150,500	1	220,625	1
2	124,125	3	202,875	3	209,625	2	171,500	1
3	153,000	3	167,875	2	149,250	2	157,875	2
4	168,125	2	152,250	3	222,000	1	197,500	1
5	154,500	3	154,250	3	156,375	2	158,125	2
6	128,125	1	146,375	1	169,750	1	160,875	1
7	123,375	1	148,875	3	165,000	2	186,375	3
8	171,000	1	196,000	1	182,250	1	99,625	2
9	170,125	1	162,750	3	130,750	2	227,000	1
10	139,375	2	155,375	3	185,250	2	115,250	1
11	176,000	1	167,250	2	149,500	2	114,625	1
12	166,875	3	231,750	5	118,125	3	224,125	3
13	191,625	1	157,625	3	173,125	1	212,650	1
14	199,375	2	193,750	3	137,375	2	122,650	1
15	168,375	3	170,000	2	169,875	1	174,875	1
16	119,500	1	204,125	3	210,125	1	156,500	2
17	147,750	1	127,125	3	150,250	4	123,875	2
18	125,875	1	146,750	3	146,500	2	178,500	1
19	184,750	1	147,250	4	165,250	1	153,875	2
20	168,000	2	180,000	1	216,000	1	114,625	1
21	136,500	2	204,125	2	230,625	2	152,125	1
22	188,125	3	163,625	1	137,250	1	176,125	1
23	142,500	2	190,875	3	174,250	3	197,000	3
24	157,000	1	252,750	3	161,625	1	173,875	1
25	168,375	2	140,125	4	151,000	1	137,500	2
26	164,250	3	200,625	1	184,750	2	232,125	1
27	148,125	2	160,875	3	150,750	2	107,000	1
28	185,250	1	194,500	2	147,250	1	103,250	2
29	147,750	1	140,625	3	136,625	2	139,125	2
30	172,125	1	188,125	2	142,125	3	106,750	2
31	147,250	3	150,000	1	159,750	2	100,625	1
32	136,125	2	144,875	3	175,000	5	103,000	1
33	178,500	3	285,500	4	181,375	5	107,375	1
34	163,000	1	163,250	4	187,500	2	127,375	2
35	154,750	1	160,000	4	140,375	4	182,125	2
36	142,750	3	180,000	3	217,500	1	164,500	1
37	183,750	2	134,500	2	182,875	1	101,000	1
38	148,750	3	249,375	3	139,250	2	162,125	1
39	149,875	1	178,875	1	189,000	1	139,000	1
40	215,125	1	192,500	3	171,125	1	155,625	3
41	173,125	1	161,000	2	197,125	3	141,000	2
42	139,125	2	181,375	3	157,500	1	145,500	2
43	209,250	1	156,375	1	255,500	2	224,125	2
44	176,875	3	200,125	3	206,875	3	177,875	1
45	152,625	1	160,125	2	185,500	1	112,000	1
46	174,125	4	198,750	1	163,125	1	132,500	1
47	146,625	3	213,125	4	148,125	2	222,000	3
48	168,625	3	158,625	2	133,625	2	147,500	2
49	161,000	3	136,625	1	148,375	2	135,000	1
50	165,125	1	194,000	3	135,500	3	141,750	2

Örn #	Transb.+ TPSEP	ARI skoru	Transb.+ % 37 asit	ARI skoru	Smartb.+ % 37 asit	ARI skoru	Unite + % 37 asit	ARI skoru
51	182,000	3	120,625	3	202,125	2	165,750	1
52	130,875	2	164,000	1	148,125	1	203,125	1
53	140,500	3	172,875	2	149,375	1	124,750	1
54	162,125	1	127,125	3	156,750	1	187,500	2
55	139,000	2	186,625	3	180,500	4	136,375	1
56	160,750	1	148,875	3	150,875	3	140,500	1
57	162,000	2	168,875	3	176,125	2	146,750	3
58	178,000	1	199,375	3	152,750	1	202,500	2
59	114,500	1	152,125	3	146,000	3	235,625	1
60	158,125	1	186,750	4	169,625	4	129,750	1
61	152,375	1	174,125	1	202,125	1	232,375	1
62	182,375	3	170,875	3	143,250	1	154,000	1
63	133,750	1	144,500	2	126,000	3	168,750	1
64	132,500	2	190,125	3	172,000	2	167,250	1
65	123,375	3	200,625	1	226,125	1	166,250	2
66	180,750	1	130,625	3	134,125	1	197,000	2
67	134,125	1	174,125	4	154,375	2	207,500	1
68	123,375	1	301,375	2	151,750	3	136,750	2
69	140,875	1	343,750	1	224,375	2	212,250	1
70	138,125	1	182,500	1	147,000	2	102,125	3
71	140,125	1	216,500	3	191,500	1	161,875	1
72	128,500	3	220,125	3	190,125	1	185,625	2
73	118,125	4	147,125	3	170,750	2	145,375	1
74	162,500	1	158,875	1	210,500	2	221,250	1
75	170,000	2	208,125	4	185,750	1	192,500	1
76	136,000	1	150,625	3	114,625	1	168,875	1
77	144,125	3	349,750	3	164,500	2	152,125	1
78	172,375	2	198,875	2	214,750	5	127,500	1
79	149,625	1	183,500	3	138,875	3	241,000	1
80	124,875	5	153,875	4	122,000	1	254,375	1
81	148,125	2	184,625	2	218,000	2	207,625	1
82	126,750	1	136,750	4	152,250	3	223,250	2
83	138,500	4	153,125	1	138,000	3	217,875	1
84	166,500	1	177,250	4	214,125	3	164,750	1
85	120,000	3	153,125	2	196,500	1	142,500	2
86	225,125	3	206,000	1	315,625	2	191,625	1
87	114,000	4	177,000	2	188,750	1	167,750	1
88	119,375	3	222,500	3	216,375	2	124,375	1
89	166,500	4	194,625	1	178,875	2	231,125	3
90	189,750	3	156,250	1	192,750	1	169,125	1
91	147,500	2	210,625	2	198,500	2	359,875	1
92	164,750	3	206,875	1	206,625	1	201,000	1
93	151,000	1	166,000	2	142,125	2	204,000	1
94	132,125	2	167,500	3	157,625	1	124,625	1
95	124,000	1	221,875	4	160,750	1	293,000	2
96	123,750	3	250,750	3	188,125	2	148,250	1
97	146,750	1	137,375	4	168,125	1	117,875	3
98	130,500	2	170,125	2	172,000	1	122,250	1
99	127,250	2	133,375	3	163,750	1	172,125	2
100	155,750	3	142,125	1	180,250	2	191,000	1

Tablo 3: Megapaskal cinsinden sıyırma deneyi sonuçları

Grup Adı	N	Ortalama	S.Sapma	Minimum	Maksimum
Trans. XT + Trans. Plus SEP	100	14.2340 ^a	2.1597	10.57	20.86
Trans. XT + %37' lik asit	100	16.7021 ^b	3.7659	11.18	32.41
SmartBond [®] + %37' lik asit	100	15.9536 ^b	2.9943	10.62	29.25
Unite + %37' lik asit	100	15.5320 ^{a,b}	4.2220	9.23	33.35

Aynı harfleri taşıyan grup ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. $p < 0,0083$



Grafik 1: Grup ortalamaları ve standart sapmaların karşılaştırılması

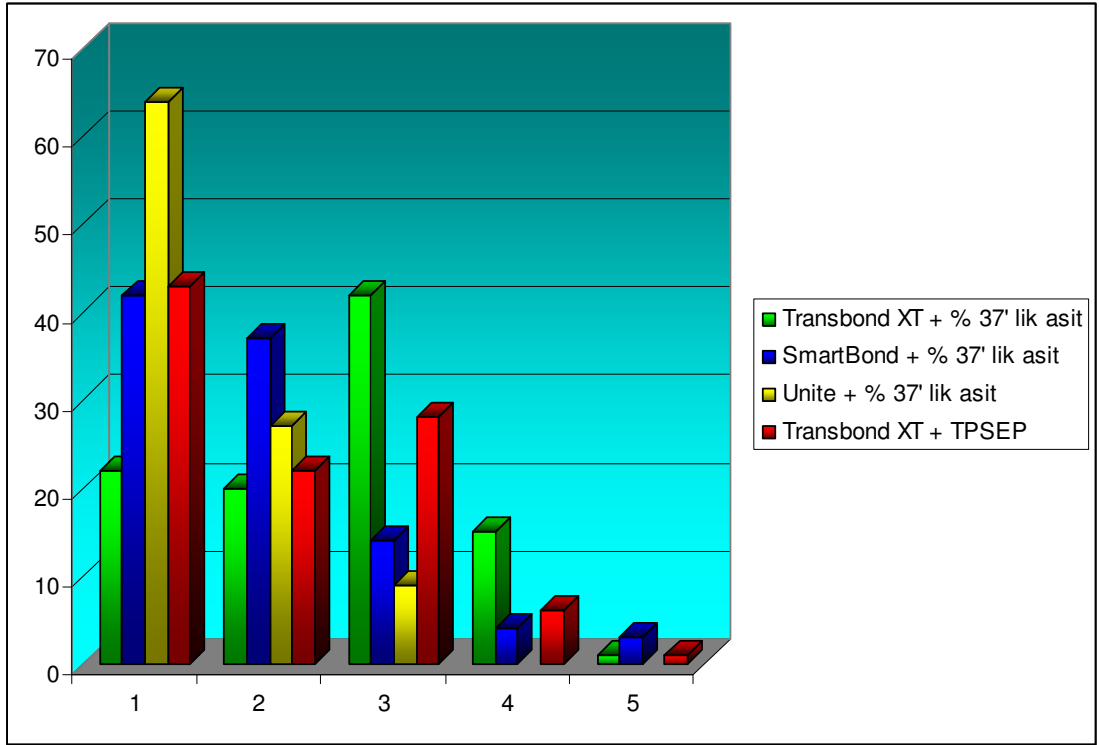
4.2. Diş Üzerinde Kalan Artık Yapıştırıcı Skorları ile İlgili Bulgular

Yapılan sıyırma testleri sonrası diş yüzeyinde kalan artık yapıştırıcı skorları *Tablo 2*'de verilmiştir. Ayrıca gruplar içindeki skor dağılımı da *Grafik 2*'de verilmiştir. Gruplar arasındaki farkların değerlendirmesinde Nonparametrik Kruskal-Wallis ve Bonferroni düzeltilmeli Mann-Whitney U testi uygulanmıştır. Gruplar arasındaki istatistiksel değerlendirme sonuçları şu şekildedir:

- Transbond XT + Transbond Plus Self Etching Primer grubu ile SmartBond® + %37'lik asitle dağlanmış grup arasında diş üzerinde kalan artık yapıştırıcı miktarı açısından anlamlı bir fark yoktur. Bu iki grubun skor dağılımında sırasıyla 1, 2, 3 yoğunluktadır. Yani kopma sonrası genelde yapıştırıcının %100'ü veya biraz daha az bir kısmı diş üzerinde kalmıştır. Ayrıca gruplar içindeki dağılıma göre de kopma sonrasında, örneklerin yaklaşık %40'ında yapıştırıcının tamamı diş üzerinde kalmıştır.

- Transbond XT + %37'lik asitle dağlanmış grup ile diğer üç grup arasında diş üzerinde kalan artık yapıştırıcı miktarı açısından anlamlı fark ($p < 0,0083$) vardır. Ayrıca grup içi dağılıma göre de, örneklerin %42'sinin skoru 3 çıkmıştır. Yani kopma sonrası genelde yapıştırıcının %90'ı ile %10'u arası diş üzerinde kalmıştır.

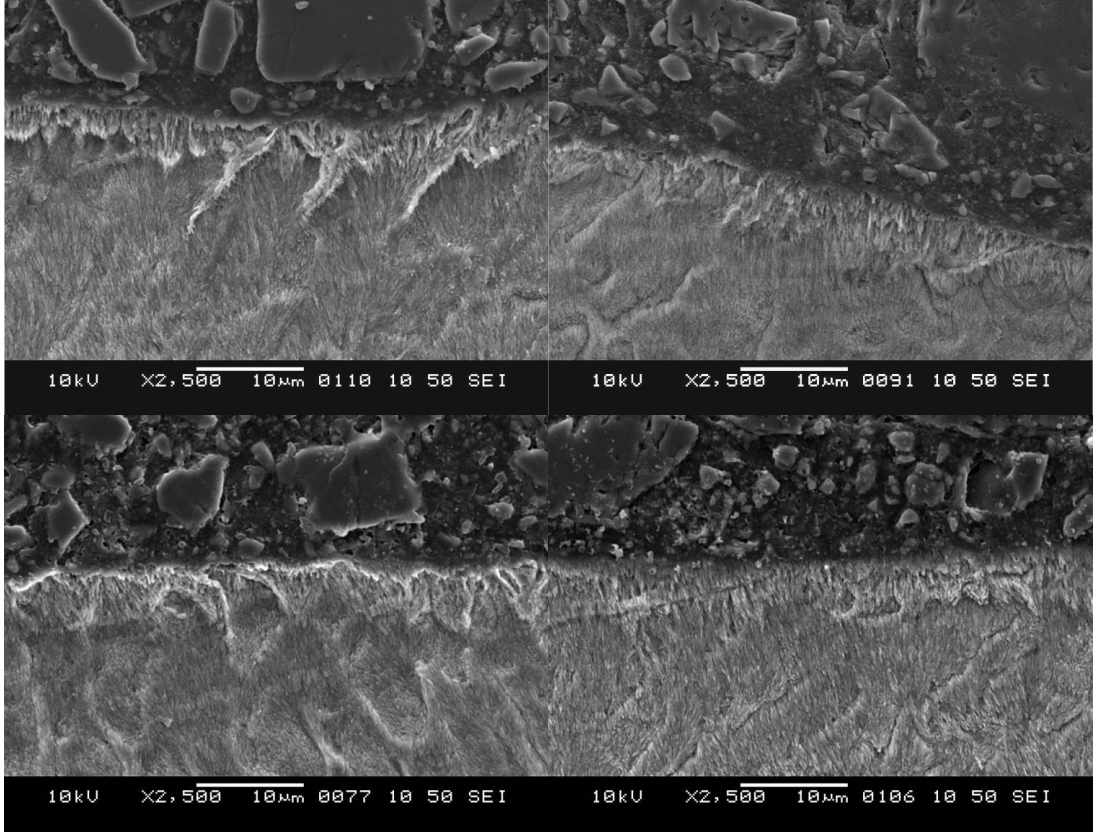
- Unite + %37'lik asitle dağlanmış grup ile diğer üç grup arasında diş üzerinde kalan artık yapıştırıcı miktarı açısından anlamlı fark ($p < 0,0083$) vardır. Ayrıca örneklerin %62'sinde skor 1 çıkmıştır. Sonra sırasıyla 2 ve 1 gelmektedir. Yani kopma sonrası genelde yapıştırıcının tamamı diş üzerinde kalmıştır. Bu grupta 4 ve 5 skoruna rastlanmamıştır.



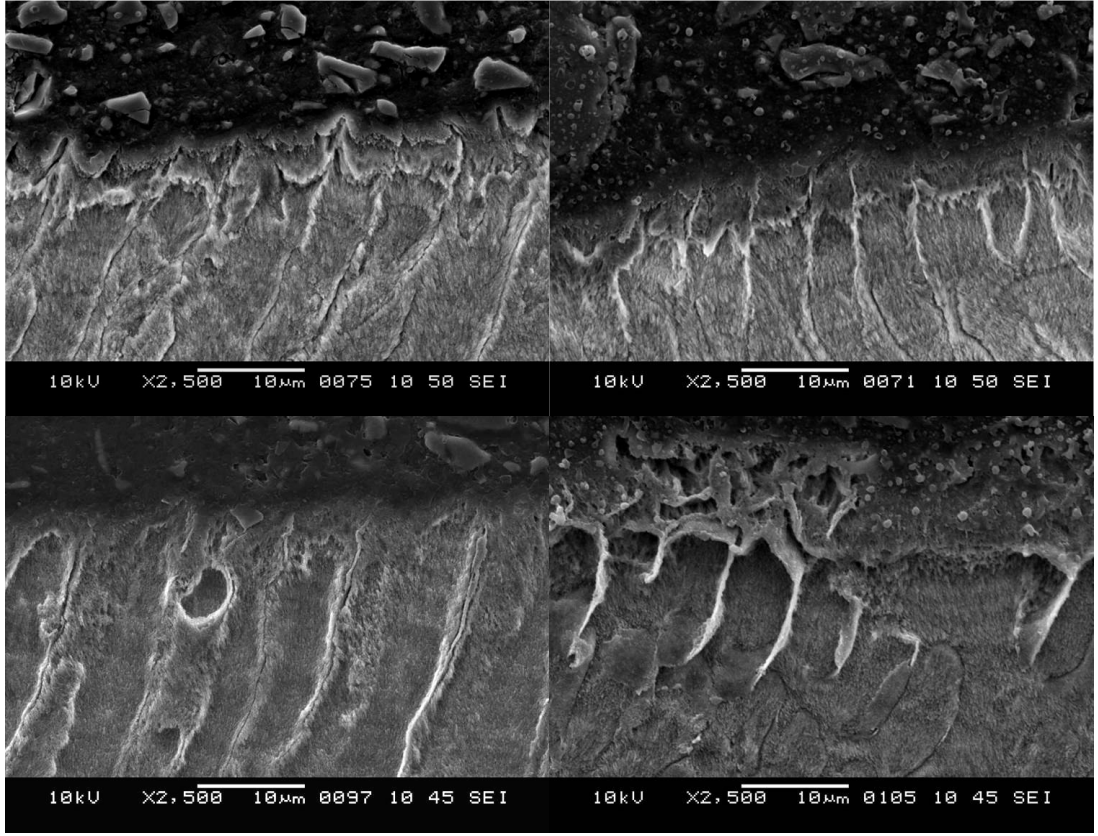
Grafik 2: Gruplar için ARI skor dağılımı

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

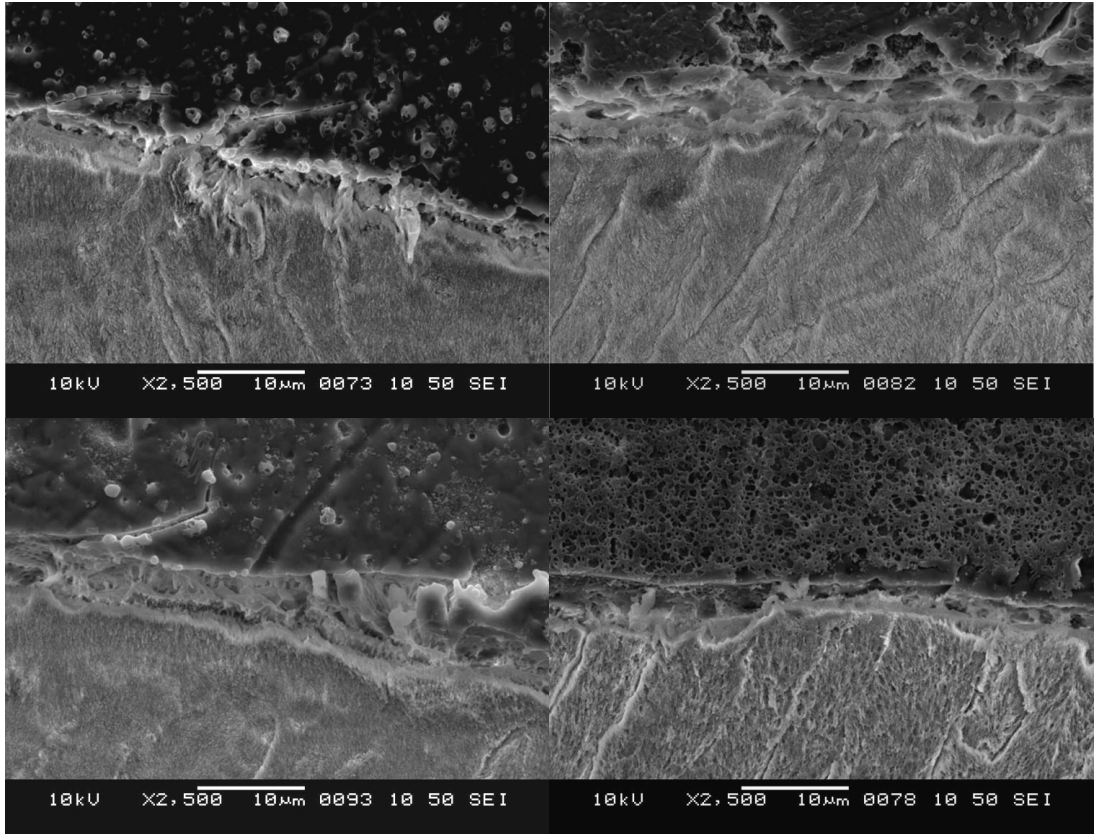
Aşağıdaki resimlerde her gruptan çekilmiş dörder tane SEM görüntüsü vardır (Resimler 22, 23, 24, 25).



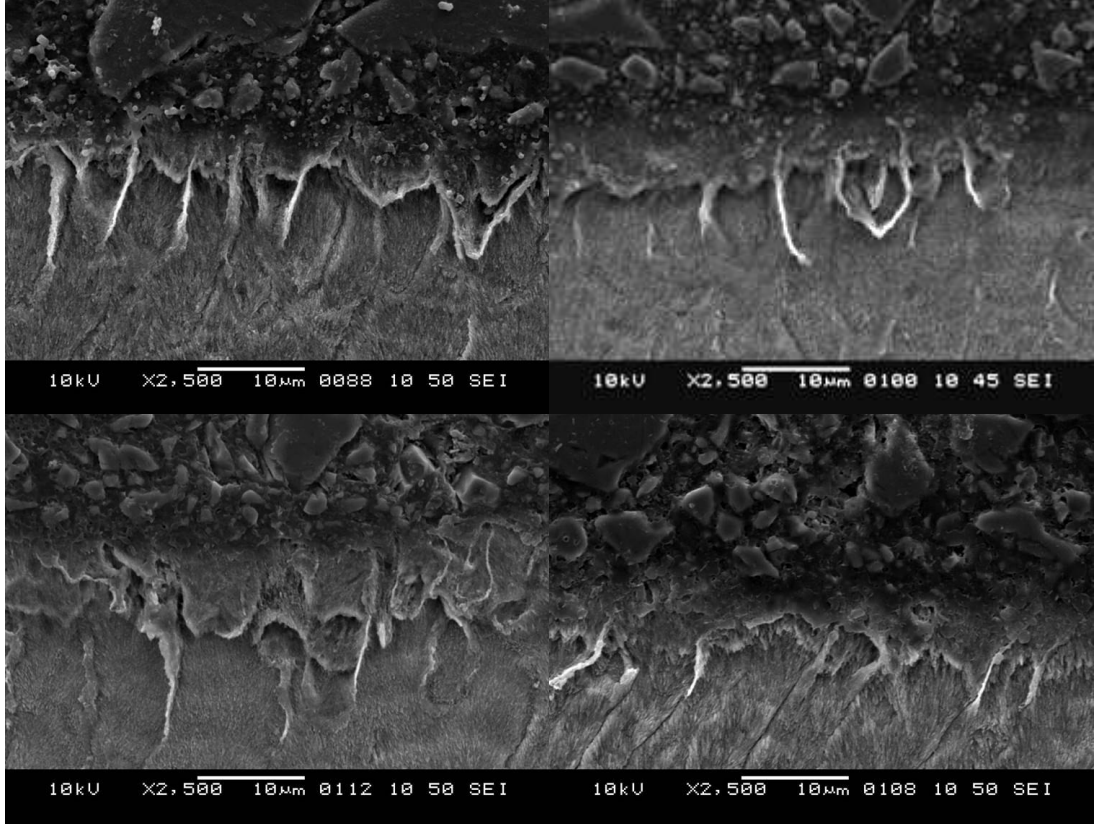
Resim 22: Transbond XT + Transbond Plus Self Etching Primer grubunun SEM görüntüleri



Resim 23: Unite + %37'lik asitle dağlanmış grubun SEM görüntüleri



Resim 24: SmartBond® + %37'lik asitle dağlanmış grubun SEM görüntüleri



Resim 25: Transbond XT + %37'lik asitle dağlanmış grubun SEM görüntüleri

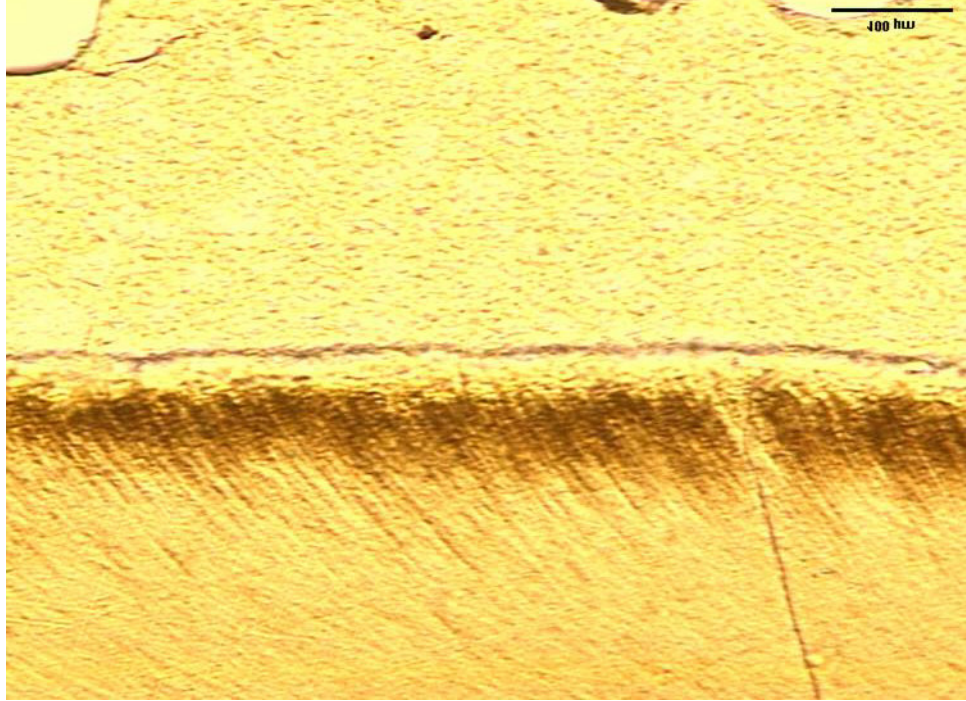
Yapılan SEM incelemesi sonucunda;

- Transbond XT + Transbond Plus Self Etching Primer grubunda, mine içine olan rezin uzantılarının sık ve boyları oldukça kısa bir Şekilde olduğu grlmştir.
- Unite + %37'lik asitle dağlanmış grubun görüntülerinde, rezin uzantıları daha seyrek ancak daha derine inmişlerdir.
- SmartBond® + %37'lik asitle dağlanmış grubun görüntülerinde ise, rezin taglerin oluşmadığı, yapışmanın yüzeye tutunma Şeklinde olup, yapıştırıcının mine içine penetre olmadığı, mine ile yapıştırıcı arasında hat Şeklinde uzun boşluklar olduğu grlmştir.
- Transbond XT + %37'lik asitle dağlanmış grupta ise, Unite grubundakine benzer, derine inmiş, düzenli rezin penetrasyonu görülmektedir.

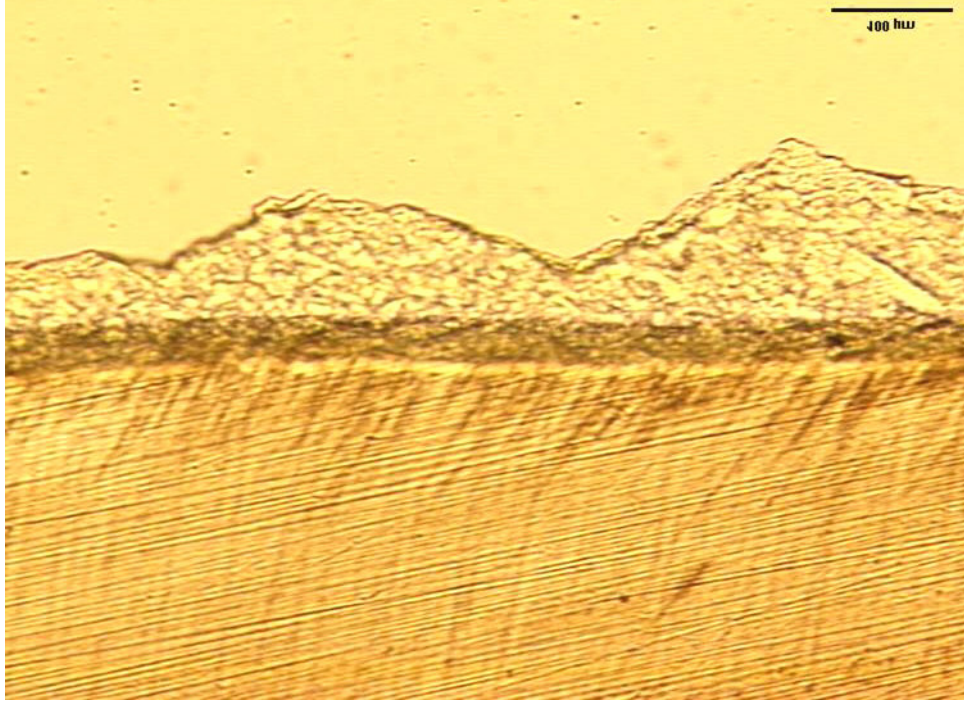
4.4. Örneklerin Işık Mikroskobu ile İncelenmesinden Elde Edilen Bulgular

Yapılan incelemede; 500 büyütmede, tüm örneklerde bulanıklık gözlenmiş olup detaylar çok iyi seçilememiştir. Ancak 100 büyütmede detaylı inceleme yapılabilmektedir.

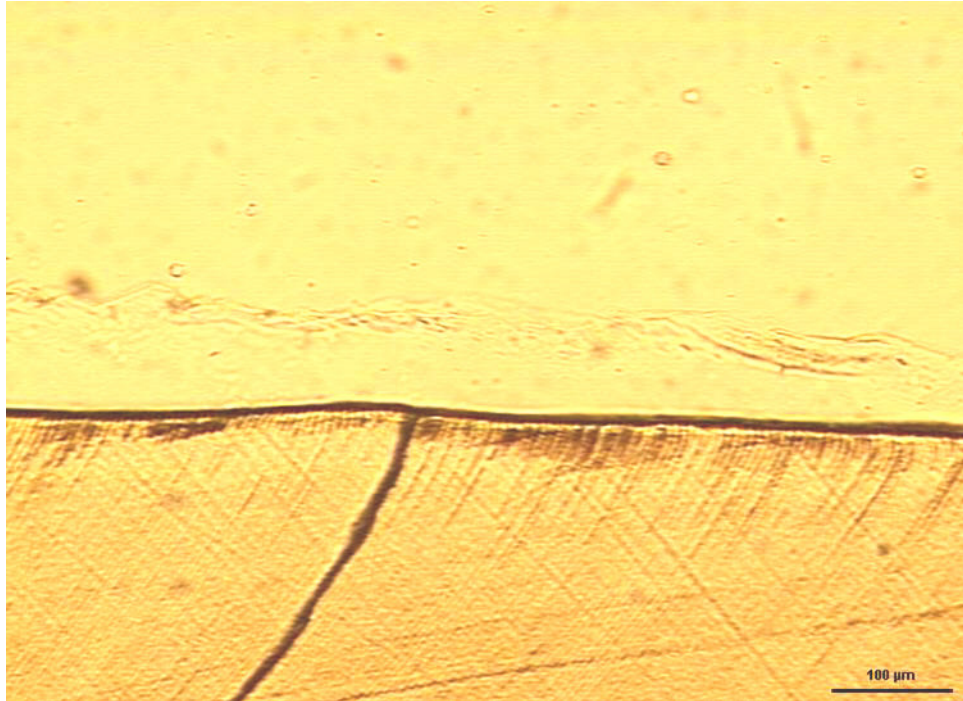
Aşağıdaki resimlerde, her gruptan 100 büyütmede çekilmiş birer tane ışık mikroskobu görüntüsü vardır (*Resimler 26, 27, 28, 29*).



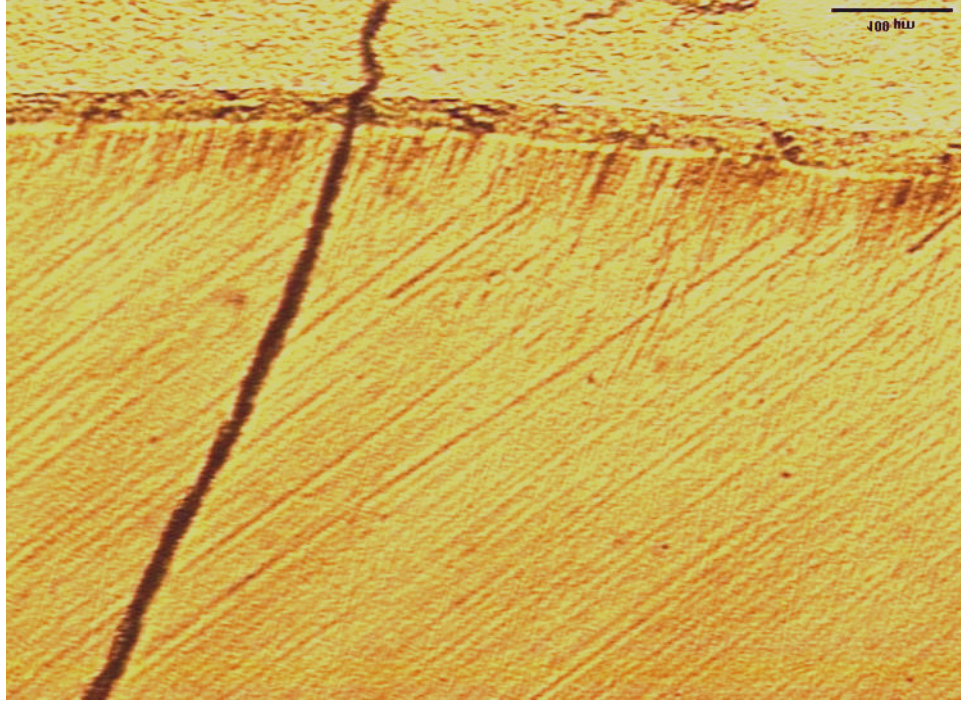
Resim 26: Transbond XT + Transbond Plus Self Etching Primer grubundan bir örneğin ışık mikroskobik görüntüsü



Resim 27: Unite + %37'lik asitle dağlanmış gruptan bir örneğin ışık mikroskobik görüntüsü



Resim 28: SmartBond[®] + %37'lik asitle dağlanmış gruptan bir örneğin ışık mikroskobik görüntüsü



Resim 29: Transbond XT + %37'lik asitle dağlanmış gruptan bir örneğin ışık mikroskopik görüntüsü

İnceleme sonucunda;

- Tüm örneklerde, kırık hatlarının ve boşlukların koyu renkte olduğu gözlenmiştir. Buna göre de tüm örneklerde mine içerisine doğru gözlenmekte olan ince koyu renk uzantıların, asidin mine içersine doğru olan penetrasyonu sonucu oluşmuş olan prizmalar arası boşluklar olduğu sonucuna varılmıştır.

- Hiçbir örnekte yapıştırıcı penetrasyonu net olarak seçilememiştir.

- Transbond XT + Transbond Plus Self Etching Primer grubunda, diğer gruplardan çok daha agresif yapıda kahverengi uzantılar vardır. Dolayısıyla asidin daha derine indiği sonucuna varılmıştır.

- %37'lik asit kullanılan Unite, Transbond XT ve SmartBond[®] gruplarının asit penetrasyon görüntüleri bir birine benzemekte olup, SmartBond[®] grubunda mine ile yapıştırıcı arasında düz, koyu renkte bir hat gözlenmiştir.

BÖLÜM V

TARTIŞMA

Sabit ortodontik tedavilerde kuvvetler braketler aracılığıyla dişlere aktarılır. Braketler ise çok çeşitli yapıştırıcı sistemlerle dişlere yapıştırılır. Yapıştırıcıların uygulanma aşamaları, tutuculukları ve söküm sonrası diş üzerinde kalan artık miktarları tedavinin ilk seansından son seansına kadar koltuk başında geçen süreyi etkiler. White'a (182) göre asit içeren primerler hasta başında harcanan süreyi %65 oranında azaltır. Aljubouri ve arkadaşlarının (4,5), asidik primer kullanarak yaptıkları çalışmalara göre bir braketin ortalama diş yapıştırılma süresi, in vitro çalışmada 170 saniyeden 111 saniyeye, in vivo çalışmada 107 saniyeden 82 saniyeye düşmüştür. Ayrıca sıyırma kuvvetine karşı düşük direnç gösteren yapıştırıcılar braketlerin kolay düşmesine sebep olup, hem tedaviyi aksatır, hem tekrar yapıştırılırken hekime fazladan zaman kaybettirir, hem de dişlerden az miktarda da olsa fazladan madde kaybına sebep olur (134).

Çalışmamızda, kliniğimizde braket yapıştırılmasında rutinde konvansiyonel asitleme yöntemiyle kullandığımız Unite (3M/Unitek) ile Transbond XT (3M/Unitek)'yi yapıştırma aşamalarını azalttığı bildirilen Plus Self Etching Primer (3M/Unitek) + Transbond XT (3M/Unitek) uygulaması ve konvansiyonel asitlemeyle kullanılıp, kurutma gerektirmeyen SmartBond® (Gestenco Int.) ile karşılaştırılması amaçlanmıştır. Karşılaştırmaların; sıyırma kuvvetine karşı olan tutuculuk değerleri, kopma sonrası diş üzerinde kalan yapıştırıcı miktarları, kesitlerden alınan taramalı

elektron mikroskobu görüntüleri ve ışık mikroskobu görüntüleri açısından yapılmasına karar verilmiştir.

Yapılan literatür taraması sonucunda; çalışmamızda kullandığımız yapıştırıcılarla yapılmış bir çok in vitro çalışma olduğu görülmüştür. Ancak bu çalışmaların hiç birinde kullandığımız yapıştırıcı sistemler aynı anda birbirleriyle karşılaştırılmamış, hiç birinin deney gruplarında çalışmamızda kullandığımız kadar örnek kullanılmamış ve yine örnek kesitlerine mikroskobik açıdan bakılmamıştır.

Yapıştırıcıların kullanıldığı in vitro çalışmalarda materyal olarak dişler kullanılmaktadır. Bu dişler, insan dişi olabildiği gibi hayvan dişi de olabilmektedir. Hayvan dişi olarak genelde sığır dişleri tercih edilirken (42, 43, 54, 76, 147, 179) insan dişi olarak alt keser (55), molar (3, 19, 22, 23, 24, 25, 27, 28, 29, 31, 32) veya bizimde çalışmamızda kullandığımız gibi premolar dişler (4, 6, 41, 46, 47, 77, 82, 103, 107, 135, 140, 143, 144, 156, 170, 172, 173, 193) tercih edilebilmektedir. Nakamichi ve ark.(119) sığır minesinin kompozisyon ve fiziksel özellikler açısından insan minesine benzediğini göstermişlerdir. Fowler ve ark. (69) çalışmalarında insan ve hayvan dişlerinden elde edilen sonuçların benzediğini bulmuşken, Oesterle ve ark. (128) sığır minesinin bağ kuvvetinin %21 ila %44 arasında daha düşük olduğunu idda etmişlerdir. Linklater ve ark. (109) insan dişleriyle yaptıkları çalışmada, kaninler ve premolarların bağ kuvvetlerinin keserlere göre daha fazla olduğunu, Hobson ve ark. (83) ise tüm dental arkta, alt molarların bağ kuvvetini en fazla, üst molarlarinkini ise en düşük bulmuşlardır. Ayrıca Hobson ve ark. (83), premolarların bağ kuvvetini molarlarinkinden düşük bulmuşlardır.

Farklı araştırmacılar dişleri; %70'lik etil alkol (1), -20° C'de su (54), oda sıcaklığında su (6, 41, 64), salin (156), %10'luk formalin asetat (11, 77, 89), %4'lük formalin (193), %0.5'lik kloramin T (4, 6, 60, 82), timollü su (144, 170) gibi birçok

çeşit solüsyonda saklamışlardır. Çalışmamızda minenin organik yapısının mümkün olduğunca korunması ve bakteriyel infiltrasyon görülmemesi için birçok çalışmada olduğu gibi örnekler %0.1'lik timol solüsyonu içinde saklanmıştır (3, 19, 22, 23, 24, 25, 27, 28, 29, 31, 32, 42, 43, 46, 47, 48, 55, 135, 140, 145, 147, 172, 173). Ayrıca bakteriyel infiltrasyonu önlemek için solüsyonlar ayda bir yenilenmiştir.

Çalışmamızda, örnekleri test cihazına aktarırken, kaymaması ve örneklerin standardizasyonu amacıyla dişler, braketler yapıştırılmadan 1 hafta önce silikon kalıp yardımıyla otopolimerizan akrilik bloklara alınmışlardır. Dişlerin, braketler yapıştırılmadan taşıyıcı bloklara alınmasının sebebi, sıyırma testleri yapılmadan önce fazladan zaman kaybetmemektir. Bu esnada dişlerin uzun akslarının kalıpların tabanına dik olmasına özen gösterilmiştir. Çeşitli araştırmacılar dişleri farklı kalıplar içinde farklı maddelere gömmüşlerdir. Taşıyıcılar için akrilik kullananlar (4, 6, 11, 18, 19, 22, 23, 25, 27, 28, 29, 31, 32, 42, 43, 46, 54, 64, 76, 89, 99, 100, 101, 126, 135, 140, 144, 145, 147, 157, 170, 179) olduğu gibi, alçı (172, 173, 177, 193), polyester (107) ve epoksi rezin (150) kullananlar da olmuştur. Bu araştırmacılardan bir kısmı, braketler yapıştırılıp, polimerizasyon için beklendikten sonra, sıyırma testi yapılmadan hemen önce, braket tabanı ve dişin labial yüzeyi sıyırma kuvvetine paralel olması için bir klavuz kullanarak dişleri akrilik içine yerleştirmişlerdir (19, 22, 23, 25, 27, 28, 29, 31, 32, 46, 89, 144, 157, 170).

Diş yüzeyindeki organik artıkların, yapıştırıcının tutuculuğunu azaltabileceğini düşünen bir çok araştırmacı yapıştırma işlemine geçmeden önce diş yüzeylerini flor ve yağ içermeyen pomza su karışımı ile temizlemişlerdir (3, 6, 19, 22, 24, 25, 27, 28, 29, 31, 32, 41, 42, 43, 46, 47, 60, 64, 76, 77, 82, 95, 140, 179, 143, 147, 170, 193). Bunun için düşük devirde kıl fırça veya lastik kullanmışlardır. Bazı araştırmacılar ise bu işlem için firmalara ait florsuz patlardan faydalanmışlardır (172, 173). Eliades ve

ark. (63) bu yöntemin yerine dış yüzeylerinin topografik yapısını ve dolayısıyla da dış ile braket arasındaki yapıştırıcının kalınlığını standardize edebilmek için özel bir makinenin ucuna yerleştirdikleri silikon karbid disklerle mine yüzeyini düzleştirmişlerdir. Ancak Jenkins (91), yaptığı çalışmada, minenin 10 µm'lik en dış kısmının daha çok flor içermesi sebebiyle mine özelliklerinin yüzeyden derine inildikçe değiştiğini bulmuştur. Bu nedenle minede düzleştirme işleminden kaçınılmış ve mine yüzeyleri düşük devirde çalışan bir mikromotorun ucuna takılmış kıl fırça yardımı ile florsuz pomza ve su karışımı kullanılarak 10'ar saniye temizlenmiştir.

Doğrudan yapıştırma sırasında yapılan asitleme, mine prizması sonlanmalarında parsiyel olarak çözümlerle mikroporlar oluşmasını sağlar ve mine ile yapıştırıcı arasında mekanik bir bağlantı oluşturur. Asitleme esnasında etkilenen minenin derinliği, kullanılan asidin konsantrasyonuna ve uygulama süresine bağlıdır. Shinci ve ark. (149)'nın, 60 saniye asitleme yaptıkları çalışmalarında, rezin tagların boyu, %35'lik fosforik asit konsantrasyonunda en uzun bulunmuştur. Tutunma bağ kuvvetleri çok değişkenlik göstermese de bu konsantrasyondan aşağı veya yukarı yönde uzaklaştıkça, rezin tag boyu anlamlı şekilde kısalmıştır. Bhad ve ark. (17), %5'lik ile %37'lik fosforik asitlerin 60 saniye uygulandığı çalışmalarında, bağ kuvvetleri açısından bir fark bulmamışlardır. Ancak %5'lik konsantrasyonda mine kaybının minimal olduğunu belirtmişlerdir. Çeşitli araştırmacılar, yaptıkları in vitro çalışmalarda, %37'lik fosforik asidin çeşitli sürelerdeki uygulamalarında 15 ile 60 saniye arasında bağ kuvveti açısından bir fark saptayamamışlardır (18, 142, 148, 177). Oysa 30 saniyeyi geçen uygulamalarda mineden, uygulama süresi arttıkça artan kopmalar olduğunu bulmuşlardır. 120 saniye de ise bağ kuvveti anlamlı şekilde düşmüştür (177). Labart ve ark. (106) yaptıkları in vivo çalışmada ise %37'lik asidin

15 ile 60 saniye arasındaki uygulamalarında ilk 6 ayda braket düşmesi açısından bir fark bulmamışlardır. Literatürde, yapıştırıcıların karşılaştırıldığı çalışmalarda, %35 ile %37 arasındaki fosforik asidin çok çeşitli sürelerde uygulandığını görmekteyiz. 15 saniye uygulayanlar (4, 5, 6, 11, 22, 25, 29, 46, 47, 77, 135) olduğu gibi, 30 saniye uygulayanlar (24, 27, 31, 32, 41, 42, 43, 76, 82, 107, 140, 143, 144, 147, 170, 172, 173, 193) ve 60 saniye uygulayanlar (55, 149, 179) da vardır. Çalışmamızdaki tüm asitle pürüzlendirme gruplarında, malzemelerin kullanım klavuzlarında tavsiye edildiği üzere, asit uygulamaları %37'lik fosforik asidin 15 saniye uygulanması şeklinde olmuştur.

Braketin bağ kuvveti çeşitli faktörlere bağlıdır. Bunlar, braket retansiyon mekanizmaları, yapıştırıcı sistem ve mine yüzeyinin pürüzlendirme şeklidir (61). Braket tabanı retansiyon mekanizmaları kimyasal, mekanik veya her ikisi şeklinde de olabilir (21). Retansiyon için en fazla kullanılan sistem örgü taban sistemidir (58, 112). Newman'ın (120) çalışmasından beri, örgü tabanlı braketlerin retansiyon mekanizmaları iyi bilinmektedir. Wang ve ark. (177), mekanik tutunma ile mineye tutunan braketlerin kullanıldığı ve 15 saniye asitleme yapılan yapıştırılmalarda, kopmanın ya braket tabanından yapıştırıcının ayrılması ya da mine ile yapıştırıcı arasında olduğunu belirtmişlerdir. Ancak oluşan basınç konsantrasyonlarından ve yapıştırıcıdaki defektlerden dolayı, ayrılma daha çok braket ile yapıştırıcı arasında olmaktadır (58, 177). Wang ve ark. (176), yaptıkları çalışmada, braket taban alanı ve dizaynının bağ kuvvetini etkilediğini, örgü tabandaki aralıkların arttıkça, kuvvetin arttığını belirtmişlerdir. Sorel ve ark. (156), çalışmalarında, lazerle tabanı işlenmiş braketlerin örgü tabanlı braketlere göre 2 kat daha kuvvetli tutunduğunu bulmuşlardır. Çalışmamızda; kliniğimizde daha çok kullandığımız örgü tabanlı braket tercih edilmiştir. Çalışmamızda kullandığımız braketlerin taban alanını, Wang

ve ark. (176) 9.5 mm² bulurken, Sorel ve ark. (156) 9.6 mm² bulmuşlardır. Ancak alanı hesaplarken braketin tabanını düzleştirmemişlerdir. Çalışmamızda, düzleştirdiğimiz braketin taban alanı 10.79 mm² bulunmuştur.

Braketler yapıştırılırken Bishara ve ark. (19, 22, 24, 25, 27, 28, 29, 31, 32), polimerizasyon öncesinde 300 gr kuvvet uygulamışlardır. Bizim de çalışmamızda dijital bir tartı sayesinde yaklaşık 300 gr kuvvet uygulanarak yapıştırıcının kalınlığı standardize edilmeye çalışılmıştır..

Sfondrini ve ark. (145), çalışmalarında 550 mW/cm² gücündeki ışığın, 10+10 saniye uygulanmasıyla, 1200 mW/cm² gücündeki ışığın 5+5 saniye uygulanması arasında; Signorelli ve ark. (150) yaptıkları çalışmada 400 mW/cm² gücündeki ışığın 10+10 saniye uygulanmasıyla, 2000 mW/cm² gücündeki ışığın 3+3 saniye uygulanmasında; Oesterle ve ark. (126) ise xenon plazma ark ışık kaynağı ile yaptıkları çalışmada, 2000 mW/cm² civarında ışık gücünün metal braketlerin yapıştırılmasında, 3 saniye ve 3+3 toplam 6 saniye uygulanması arasında, bağ kuvveti açısından bir fark saptayamamışlardır. Araştırmacılarca, ışık gücünün 1000 mW/cm²'nin üzerine çıkmasının rezin kompozitin polimerizasyon zamanının kısalmasına çok faydası olmadığı bulunmuştur (118, 157). James ve ark. (89), Transbond XT (3M/Unitek) yapıştırıcı sistem kullandıkları çalışmalarında 1400 mW/cm² ışık gücünün 3+2 saniye uygulamasının metal braketler için yeterli olduğunu bulmuşlardır. Çalışmamızda 1400 mW/cm² civarında ışık gücü, yapıştırıcı olarak Transbond XT kullanılan örneklerde, braketlerin mezyalinden ve distalinden 6'şar saniye uygulanmıştır.

Araştırmacıların bazıları (3, 4, 6, 11, 24, 25, 27, 32, 41, 46, 54, 60, 82, 103, 140, 170, 172, 173, 193), braketler yapıştırıldıktan sonra deneyler yapılana kadar geçen sürede dişleri saf veya deiyonize su içerisinde, 37°C'de 24 saat, bazıları (22, 64, 179)

48 saat, bazıları (42, 135, 147) da oda sıcaklığındaki saf suda 24 saat tutmuşlardır. Bazı araştırcılar örnekleri test etmeden önce ağız ısısının 4 ila 55°C arasında değiştiği düşünceyi ile örneklere 24 saat ısı değişimi banyosu uygulamışlardır (77, 144, 170). Jassem ve ark. (90) çalışmalarında belirli sürelerle farklı ısıdaki banyolarda bekletilen örnekler ile sabit 37°C banyoda bekletilen örneklerin çekme kuvvetlerine karşı gösterdikleri tutuculuk değerleri arasında çok az bir fark bulunduğunu ve yine aynı örneklerin sıyırma kuvvetlerine karşı gösterdikleri tutuculuk değerleri arasında hiçbir fark olmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda polimerizasyonun tamamlanması, ve ağız ortamına benzemesi açısından örneklerimiz deneylerden önce, 24 saat boyunca 37° C'de saf su içerisinde bekletilmiştir.

Sıyırma deneyi için kullanılan cihazlara baktığımız zaman, araştırcıların çeşitli markalar kullandığını görmekteyiz. Instron (6, 11, 42, 46, 48, 54, 60, 82, 103, 107, 140, 144, 147, 170, 179, 193), Zwick (19, 22, 23, 24, 25, 27, 28, 29, 31, 32, 64, 143), Lloyd (136), MTS Synergie 400 (77), Nene M3000 (4) bunlardan bazılarıdır. Bizim çalışmamızda ise Shimadzu kullanılmıştır (172, 173). Bu sıyırma cihazları aynı işi yapmakta olup, deneylerde önemli olan, sıyırıcı bıçağın açısı ve hızıdır (29, 63, 91, 95, 99). Klocke ve Kahl-Nieke (99), yaptıkları çalışmada, açiyı +15°'den -45°'ye değiştirdikçe, bağ kuvvetinin de 22.9 MPa'dan 6.65 MPa'a düştüğünü göstermişlerdir. Çalışmamızda, bıçağın braketin tabanına paralel olarak inmesine dikkat edilmiştir. Bishara ve ark. (29), bıçağın hızını, 5 mm/dak.'dan, 0.5 mm/dak.'ya düşürdüğü, bağ kuvvetinin de 7 MPa'dan 12.2 MPa'a çıktığını bulmuşlardır. Bu çalışmada, hızı azalttıkça, bağ kuvveti %57 artarken, ortalamanın standart sapması da %66'dan, %33'e düşmüştür. Hasta ağızında braketler çok daha hızlı çarpmalarla kopsa da, bıçağın hızı arttıkça deneylerin güvenilirliği düşmektedir.

Eliades ve ark. (63) ile Koca ve ark. (95), çalışmalarında 0.5 mm/dak.'lık hızı tavsiye etmişlerdir. Araştırmacılar çok çeşitli hızlar kullanmışlardır. 5 mm/dak (19, 22, 23, 24, 25, 27, 28, 29, 31, 32, 64), 3 mm/dak. (143), 2.5 mm/dak. (77), 2 mm/dak. (144, 170), 1 mm/dak. (6, 11, 42, 82, 107, 135, 147, 172, 173, 193) kullananlar olduğu gibi, bizim de çalışmamızda kullandığımızı benzer, 0.5 mm/dak. kullananlar (4, 29, 41, 46, 48, 54, 76, 103, 140, 179) da vardır.

Şimdiye kadar anlattığımız sebeplerden dolayı, aynı yapıştırıcıların kullanıldığı çalışmalar, sıyırma testi sonuçları açısından birbirleriyle karşılaştırılırken; kullanılan dişlerin, braket taban özelliklerinin, braketler yapıştırıldıktan sonra deneyler yapılanı kadar geçen sürenin ve de bıçağın hızı ile açısının, aynı olması gerektiğini düşünmekteyiz.

Literatürde, bağ kuvvetinin ölçüldüğü bir çok çalışmada Transbond XT (3M/Unitek)'nin %37'lik fosforik asitle olan uygulaması, kontrol grubu olarak alınmıştır (11, 22, 24, 25, 27, 31, 32, 41, 42, 46, 48, 54, 60, 76, 77, 103, 107, 135, 140, 144, 147, 170, 172, 173, 179, 193). Bu çalışmalardan bazıları deney düzeneğimize uygun olarak 0.5 mm/dak.'lık bıçak hızı kullanmışlardır (41, 46, 54, 76, 103, 140, 189). Coups-Smith ve ark. (54), grup başına 12 adet sığır alt keser dişi kullandıkları çalışmalarında Transbond XT'nin bağ kuvvetini, 18.89 ± 4.39 MPa, Cal-Neto ve ark. (46), 20 adet insan premolar dişi kullandıkları çalışmalarında ise bağ kuvvetini 16.24 ± 4.78 MPa bulmuşlardır. Bu değerler çalışmamızda elde ettiğimiz 16.70 ± 3.77 MPa'lık değere oldukça yakındır. Bu değerler dışında, araştırmacılar çok daha düşük (41, 76, 103, 140) veya yüksek (179) değerler bulmuşlardır. Bishara ve ark. (22, 24, 25, 32), yaptıkları çalışmalar da 5 mm/dak.'lık bıçak hızı kullanarak, 10.4 ± 2.8 MPa değer elde etmişlerdir. Bağ kuvvetinin, bıçak hızı 5 mm/dak.'dan 0.5

mm/dak'ya düşerken %57 arttığı göz önünde bulundurularak, çalışmalarında elde ettikleri bağ kuvvetinin, bizim çalışmamızdakine yakın olduğu saptanmıştır.

Çalışmamızda kullandığımız, Transbond XT (3M/Unitek) pasta ve Transbond Plus Self Etching Primer (TPSEP) (3M/Unitek) kombinasyonu da birçok çalışmada kullanılmıştır (11, 19, 28, 41, 42, 60, 64, 77, 107, 135, 140, 147, 170, 193). Bu çalışmalardan bıçak hızını aynı kullananlar içinden sadece Büyükyılmaz ve ark. (41), yaptığı çalışmada bulduğu bağ kuvveti (16 ± 4.5 MPa), çalışmamızdaki 14.23 ± 2.16 MPa'lık değere yakındır. Ayrıca 1 mm/dak. sıyırma hızı kullanan bazı çalışmalardaki sonuçlar, çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlarla benzerlik oluşturmaktadır (42, 193).

Bishara ve ark. (25), SmartBond® (Gestenco Int.) ile yaptıkları in vitro çalışmada, bağ kuvvetini 7.1 ± 3.3 MPa bulmuşlardır. Bu değer 5 mm/dak.'lık bıçak hızını göz önünde bulundursak bile bizim elde ettiğimiz 15.95 ± 2.99 MPa'lık değerden epey düşüktür. Bishara ve ark. (31), braketleri yapıştırdıktan 30 dakika sonra kopardıkları başka bir çalışmada ise SmartBond®,un bağ kuvvetini 5.8 ± 2.9 bulmuşlardır ki, aynı çalışmada kontrol grubu olarak alınan Transbond XT'nin bağ kuvveti değeri de 5.2 ± 2.9 MPa çıkmıştır. Bıçak hızı ve polimerizasyon süreleri göz önüne alındığında, bu değerler çalışmamızdaki değerlere yakındır. Literatürde Bishara ve ark. (25, 31)'nin yaptığı çalışmalardan başka SmartBond® isimli siyanoakrilatı, Transbond XT ile karşılaştıran başka bir çalışma yoktur. Diğer çalışmalarda kullanılan deneysel olarak üretilmiş siyanoakrilat yapıştırıcılar çok düşük bağ kuvvetleri vermişlerdir (3, 86, 97).

Yaptığımız çalışmada, Unite (3M/Unitek) isimli, kliniğimizde rutinde kullandığımız no-mix yapıştırıcıyı da incelemiştik. Literatürde fazla bir çalışma olmadığını gördüğümüz Unite'in sıyırma testi sonuçlarına göre tutunma bağ kuvveti 15.53 ± 4.22 MPa çıkmıştır. Bu değer, Sayınsu ve ark. (143)'nin çalışmalarında

bulduğu 15.37 ± 1.96 MPa'lık değere çok yakındır. Ancak çalışmalarında kullandıkları cihazın bıçak hızı 3mm/dak.'dır.

Şu ana kadar literatürdeki çalışmaları, bağ kuvvetleri açısından çalışmamızla karşılaştırdık. Aşağıda ise bu çalışmaları kendi içlerindeki istatistiksel farklılıklar açısından çalışmamızla karşılaştıracacağız. Ancak hem Unite, hem de SmartBond® ile ilgili başka dikkat çeken çalışma olmadığı için aşağıdaki karşılaştırmalar sadece Transbond Plus Self Etching Primer (TPSEP) (3M/Unitek) ile yapılan çalışmaları içermektedir.

Transbond XT (3M/Unitek)'nin %37'lik fosforik asitle olan uygulamasının kontrol grubu olarak alınıp, Transbond XT (3M/Unitek) pasta ve Transbond Plus Self Etching Primer (TPSEP) (3M/Unitek) kombinasyonu ile karşılaştırıldığı birçok çalışma vardır (11, 41, 42, 60, 77, 107, 135, 140, 147, 170, 193). Bu çalışmalardan bazılarında (77, 140, 170, 193) TPSEP uygulaması konvansiyonel asitlemeye göre anlamlı olarak düşük bağ kuvvetleri gösterirken, bazılarında (42, 60, 147, 135) ise aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır ancak bu çalışmaların tamamında TPSEP uygulaması, konvansiyonel yöntemeye göre daha yüksek bağ kuvvetleri vermiştir. Büyükyılmaz ve ark. (41), yaptıkları çalışmada ise, TPSEP uygulamasının bağ kuvvetini istatistiksel olarak anlam teşkil edecek kadar yüksek bulmuşlardır. TPSEP'nin konvansiyonel asitleme ile karşılaştırıldığı bazı in vivo çalışmalar da vardır (5, 14, 87). Asgari ve ark. (14)'nın 6 aylık takibi yapılan çalışmalarında TPSEP ile yapıştırılan 174 braketten sadece 1'i düşerken, %37'lik asitle yapıştırılan 174 braketten 8'i düşmüştür. Ireland ve ark. (87)'nin 6 ay takibini yaptığı başka bir in vivo çalışmada ise, 182'şer braket yapıştırılmıştır. TPSEP grubundan 20 adet düşerken, kontrol grubundan sadece 9 tane düşmüştür. Aljubouri ve ark. (5) ise aynı takibi 353'er braket üzerinde 12 ay yapmışlardır. İlk 6 ayda TPSEP grubundan 3,

kontrol grubundan 4, 12. aya gelindiğinde ise TPSEP grubundan 3 tane daha, kontrol grubundan da 7 tane daha braketin düştüğünü bulmuşlardır. Yani sadece Ireland ve ark. (87)'nin in vivo çalışmasında TPSEP grubundan daha çok braket düşmüştür.

Artun ve Bergland (12) ile Bishara ve Trulove (30), braket koştuktan sonra diş üzerinde kalan yapıştırıcı miktarının hesaplanması için indeksler tanıtmışlardır. Artun ve Bergland'ın indeksi 0-3 (0, diş üzerinde hiç yapıştırıcı yok; 1, yapıştırıcının %0'ı ile %50'si arası diş üzerinde; 2, yapıştırıcının %50'si ile %100'ü arası diş üzerinde; 3, yapıştırıcının tamamı diş üzerinde) arasında değişirken, Bishara ve Trulove'ın indeksi 1-5 (1, yapıştırıcının tamamı diş üzerinde; 2, yapıştırıcının %100'ü ile %90'ı arası diş üzerinde; 3, yapıştırıcının %90'ı ile %10'u arası diş üzerinde; 4, yapıştırıcının %10'u ile %0'ı arası diş üzerinde; 5, diş üzerinde hiç yapıştırıcı yok) arasında değişmektedir. 0-3 arası değişen indeksi kullanmış olanlar (6, 11, 23, 42, 46, 48, 54, 82, 89, 99, 100, 101, 107, 126, 140, 144, 147, 154, 157, 170, 172, 173, 179, 193) olduğu gibi 1-5 arasında değişen indeksi kullanmış olanlar (19, 22, 24, 25, 27, 31, 32, 41, 43, 64, 135, 145) da vardır. Çalışmamızda Bishara ve Trulove (30)'ın indeksi tercih edilmiştir.

Transbond XT'nin %37'lik fosforik asitle kullanıldığı bazı çalışmalarda, kopmanın daha çok braketle yapıştırıcı arasında olduğu görülmüştür (11, 41, 42, 43, 107, 140, 147). Bizim çalışmamızda ise kopmanın çoğunun yapıştırıcının kendi içinde olduğu bulunmuştur. Bu sonuçları elde eden çalışmalar da vardır (24, 27, 32, 46, 144, 170, 172, 173, 193).

Transbond XT'nin Transbond Plus Self Etching Primer grubu ile kullanıldığı çalışmalarda ise, araştırmacılar kopma eğiliminin daha çok mineyle yapıştırıcı arasında olduğunu bulmuşlardır (11, 42, 107, 140, 147, 170, 193). Çalışmamızda ise kopma eğiliminin daha çok yapıştırıcıyla braket arasında olduğu bulunmuştur. Eminkahyagil

ve ark. (64) ile Büyükyılmaz ve ark. (41) yaptıkları çalışmalarda bizimle aynı bulguları elde etmişlerdir.

Bishara ve ark. (25, 31) ile Al-Munajed ve ark. (6), SmartBond® ile yaptıkları çalışmalarda, kopmanın daha çok yapıştırıcının kendi içinde olduğunu bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda ise genelde yapıştırıcının %100'ü ile %90'ı arasının dış üzerinde kalma eğiliminde olduğu bulunmuştur.

Literatürde, Unite (3M/Unitek) ile yapılmış herhangi bir çalışmada artık yapıştırıcı skorlamasına rastlanmamıştır.

Örneklerin kesitlerini SEM ile incelediğimizde, %37'lik fosforik asit uygulamasının, asidik primer uygulamasına göre daha derine inen kompozit rezin penetrasyonuna yol açtığını görülmüştür. Transbond Plus Self Etching Primer uygulamasında ise sık ve kısa rezin uzantıları görülmüştür. Aynı bulgular, Cal-Neto ve ark. (47) tarafından da elde edilmiştir. Ancak yaptıkları çalışmada kesite değil braket tabanındaki mineyi çözdükten sonra kalan rezin uzantılarına bakmışlardır.

Çalışmamızdaki görüntülerden ve sıyırma deneyleri sonuçlarından yapıştırıcı olarak kompozit rezin pasta kullanılan yapıştırıcı sistemlerde penetrasyon derinliğinin, mekanik tutunma kuvvetini etkilediği sonucuna varılmıştır. Oysa, Büyükyılmaz ve ark. (41), yaptıkları çalışmada SEM görüntüsü olarak benzer bulgular elde etseler de Transbond Plus Self Etching Primer uygulamasıyla yapıştırılan braketlerde ortaya çıkan bağ kuvvetlerini, konvansiyonel %37'lik fosforik asit uygulamasıyla yapıştırılan braketlerden elde edilenlere göre istatistiksel anlamlı olarak fazla bulup, rezin penetrasyon derinliğinin, bağ kuvvetiyle bir ilişkisi olmadığını; bağ kuvvetinin yapıştırıcının mine üzerinde oluşan girintilere olan penetrasyon kabiliyetiyle ilgili olduğu sonucuna varmışlardır.

SmartBond® ile yapıştırılan örneklerin kesitleri incelendiğinde ise, asitleme işlemi %37'lik asit kullanılan diğer gruplarla aynı olduğu halde, herhangi bir yapıştırıcı penetrasyonu gözlenmemiştir. Literatürde bu yapıştırıcının penetrasyonuna bakılan başka bir çalışma bulunamamıştır.

Işık mikroskopuyla, çalışmamızda kullandığımız yapıştırıcıların kesitlerinin incelendiği başka bir çalışmaya rastlanmamıştır.

BÖLÜM VI

SONUÇLAR

Bu çalışmada, ortodontide braket yapıştırılmasında kullanılan dört farklı yapıştırıcı sistem [Transbond XT (3M/Unitek) + %37'lik fosforik asit uygulaması, Transbond XT (3M/Unitek) + Transbond Plus Self Etching Primer (3M/Unitek) uygulaması, Unite (3M/Unitek) + %37'lik fosforik asit uygulaması, SmartBond® (Gestenco Int.) + %37'lik fosforik asit uygulaması] tutunma bağ kuvvetleri ve kopma sonrası diş üzerinde kalan yapıştırıcı miktarı açısından karşılaştırılmıştır. Ayrıca diş kesitleri, taramalı elektron ve ışık mikroskoplarıyla incelenmiş, kesitlerden çekilen fotoğraflar değerlendirilmiştir. Elde edilen bulgulara göre şu sonuçlara varılmıştır;

1. Asidik primer olan Transbond Plus Self Etching Primer (3M/Unitek) uygulanmış minede, yapıştırıcının tutunma bağ kuvveti, %37'lik fosforik asitle dağlanmış mineye tutunan yapıştırıcılara göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Ancak bu değer yine de ortodontide istenilen minimum bağ kuvvetinden (5.9–7.8 MPa Reynolds, 1975) oldukça yüksektir.

2. %37'lik fosforik asitle 15 saniye dağlanmış mineye en iyi bağlanan Transbond XT (3M/Unitek) olmuştur. Sonra sırasıyla, SmartBond® (Gestenco Int.) ve Unite (3M/Unitek) gelmiştir. Ancak aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

3. Kopma sonrası yüzeyde kalan yapıştırıcı miktarları değerlendirildiğinde, tüm gruplarda yapıştırıcılar daha çok diş üzerinde kalma eğilimi gösterirken, Unite

(3M/Unitek) grubunda, bu eğilim yapıştırıcının tümünün diş üzerinde kalması yönünde olmuştur. Transbond XT (3M/Unitek) grubunda ise, yapıştırıcının daha çok %90'ı ila %10'u arası diş üzerinde kalmıştır.

4. Mekanik bağlanma amaçlayan kompozit rezin yapıştırıcı sistemlerde, %37'lik fosforik asitle dağlama yapıldığında, asidik primere göre, mine içinde daha derine inen yapıştırıcı uzantıları görülmüştür. Aynı şekilde penetrasyonun fazla ve belirgin olduğu gruplarda, bağ kuvvetinin de asidik primere göre fazla olduğu bulunmuştur.

5. Yapıştırıcı olarak siyanoakrilat içeren ve %37'lik fosforik asitle minesini dağlanmış SmartBond® (Gestenco Int.) grubundaki örneklerin tutunma bağ kuvvetleri, diğer, %37'lik asitle dağlanmış gruplardaki örneklerinki kadar olduğu halde mine içine herhangi bir yapıştırıcı penetrasyonu görülmemiştir. Bu da siyanoakrilatın mekanik bağlanmadan çok kimyasal bağlanmayla yapıştığını düşündürmüştür. SmartBond® uygulamasında, daha düşük konsantrasyonlu asitlerin mine preparasyonu için yeterli olup olmayacağı araştırılmalıdır.

6. Asidik primer uygulamasıyla, mine içinde daha derine inen ve daha sık yapıda, ince boşluklar oluşmuştur. Bu da asidik primer uygulanmış minede yapıştırıcı penetrasyonu daha az olduğu halde, asitleme mekanizmasının daha derini etkilediğini göstermiştir.

7. Asidik primer uygulamasıyla yapıştırılan braketler sökülüp, mine temizlendikten sonra, yapıştırıcı penetrasyonu az olduğu için mineden daha az madde kaybedileceği düşünülmüştür, ancak asitlemenin derinliğinin fazla olması bu düşünceyi gölge altında bırakmıştır. Yeni çalışmalarla bu durum araştırılmalıdır.

8. Asidik primer veya siyanoakrilat ile braket yapıştırılması, aşamaları azalttığından, daha kolay uygulanmıştır.

9. Siyanoakrilat ile braket yapıştırılırken, polimerizasyonun çok hızlı başladığı görülmüştür. Ayrıca braketle ıslak diş minesini arasında yapıştırıcı kompozit pasta yerine, viskozitesi düşük olan siyanoakrilat bulunduğundan, eğer dişin anatomik yapısı brakete tam uygun değilse, kısıtlı zamanda braketi diş üzerinde uygun konumda sabitlemenin, direkt braket yapıştırılmasında zor olacağı saptanmıştır.

10. Kimyasal polimerize olan sistemlerle braket yapıştırılması, polimerizasyon için ışınlama gerektirmediğinden, ışıkla polimerize olan sistemlere göre daha çabuk ve kolay uygulanıyormuş gibi görünse de, braket konumlandırma rahatlığı, gücü artan ışık kaynakları ve aşamaları gittikçe azalan yapıştırıcı sistemler sebebiyle, cazibesini yavaş yavaş kaybedecektir.

ÖZET

SABİT ORTODONTİK TEDAVİLERDE BRAKET YAPIŞTIRILMASINDA KULLANILAN FARKLI ADEZİV SİSTEMLERİN İN VİTRO KARŞILAŞTIRILMASI

Sabit ortodontik tedavilerde braket yapıştırılmasında kullanılan yapıştırıcılar 1970'lerin başlarından günümüze kadar geçen sürede büyük bir gelişim göstermişlerdir. Bu gelişmelerle, daha kuvvetli yapışma sağlamak, hasta ve hekim konforunu arttırmak, koltuk başında geçirilen süreyi azaltmak, uygulamayı kolaylaştırmak, dişlere ve ağız ortamına olabildiğince az zarar vermek amaçlanmıştır.

Çalışmamızda, ortodontide braket yapıştırılmasında kullanılan dört farklı yapıştırıcı sistem [Transbond XT (3M/Unitek) + %37'lik fosforik asit uygulaması, Transbond XT (3M/Unitek) + Transbond Plus Self Etching Primer (3M/Unitek) uygulaması, Unite (3M/Unitek) + %37'lik fosforik asit uygulaması, SmartBond® (Gestenco Int.) + %37'lik fosforik asit uygulaması] tutunma bağ kuvvetleri ve kopma sonrası diş üzerinde kalan yapıştırıcı miktarı açısından karşılaştırılmıştır. Çalışmamızda toplam 400 adet insan premolar dişi kullanılmıştır. 100'er diş içeren dört grubun bağ kuvvetlerinin ve artık yapıştırıcı indekslerinin karşılaştırılmasında Nonparametrik Kruskal-Wallis ve Bonferroni düzeltmeli Mann-Whitney U testi uygulanmıştır. Her grubun ortalama değerine en yakın 10'ar dişin kesitleri, taramalı elektron ve ışık mikroskoplarıyla incelenmiş, kesitlerden çekilen fotoğraflar değerlendirilmiştir.

Çalışmamızın bulgularına göre asidik primer olan Transbond Plus Self Etching Primer (3M/Unitek) uygulanmış minede, yapıştırıcının tutunma bağ kuvveti, %37'lik fosforik asitle dağlanmış mineye tutunan yapıştırıcılara göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Ancak bu değer yine de ortodontide istenilen minimum bağ kuvvetinden (5.9-7.8 MPa) oldukça yüksektir. Kopma sonrası yüzeyde kalan yapıştırıcı miktarları değerlendirildiğinde, tüm gruplarda yapıştırıcılar daha çok diş üzerinde kalma eğilimi gösterirken, Unite (3M/Unitek) grubunda, bu eğilim yapıştırıcının tümünün diş üzerinde kalması yönünde olmuştur. Mekanik bağlanma amaçlayan kompozit rezin yapıştırıcı sistemlerde, %37'lik fosforik asitle dağlama yapıldığında, asidik primere göre, mine içinde daha derine inen yapıştırıcı uzantıları görölmüştür. SmartBond® (Gestenco Int.) grubundaki örneklerin tutunma bağ kuvvetleri, diğer, %37'lik asitle dağlanmış gruplardaki örneklerinki kadar olduğu halde mine içine herhangi bir yapıştırıcı penetrasyonu görölmemiştir. Bu durum siyanoakrilatın mekanik bağlanmadan çok kimyasal bağlanmayla yapıştığını düşündürmüştür. Asidik primer uygulamasıyla, mine içinde daha derine inen ve daha sık yapıda, ince boşluklar oluşmuştur. Bu da asidik primer uygulanmış minede yapıştırıcı penetrasyonu daha az olduğu halde, asitleme mekanizmasının daha derini etkilediğini göstermiştir.

Sonuç olarak, çalışmamızda kullandığımız dört farklı adeziv sistem de başarıyla yapışma sağlamış fakat her sistemin kendine göre avantaj ve dezavantajları ortaya çıkmıştır. Hekimin bu avantaj ve dezavantajları değerlendirip kendine en uygun sistemi seçmesi gerekir. Ancak, ışık kaynaklarının gücünün artmasından dolayı ışınlama süresinin düşmesi ve yapıştırma aşamalarının çok azalması, ışıkla polimerize olan asidik primer sistemleri cazip kılmaktadır.

ABSTRACT

IN VITRO COMPARISON OF DIFFERENT ADHESIVE SYSTEMS FOR ORTHODONTIC BONDING

From the beginning of the 70's until recently, appreciable progress has been recorded for adhesives which are used in orthodontics. It is mainly aimed to strengthen bonding, increase patient and doctor comfort, decrease chair time, facilitate manipulation and prevent potential detriments in oral mucosa and teeth as well.

This study aimed at comparing four different adhesive systems [Transbond XT (3M/Unitek) + 37% phosphoric acid etching , Transbond XT (3M/Unitek) + Transbond Plus Self Etching Primer (3M/Unitek), Unite (3M/Unitek) + 37% phosphoric acid etching, SmartBond® (Gestenco Int.) + 37% phosphoric acid etching] for bond strength and adhesive remnants after debonding. Study sample included 400 human premolar teeth which were extracted for various purposes. Four groups consisting 100 teeth each were compared for bond strength and adhesive remnant index scores by nonparametric testing namely Kruskal-Wallis and Bonferroni adjusted Mann-Whitney U tests. Moreover, 10 teeth presenting with the average values of each group were evaluated by light microscope and SEM investigations.

According to our results, application of Transbond Plus Self Etching Primer (3M/Unitek), which is an acidic primer, had significantly lower bond strength than application with 37% phosphoric acid. However, the mean value was found higher

than minimum bond strength (5.9-7.8MPa) formerly advised in orthodontic bonding. ARI scores showed that in all groups adhesives were mostly left on teeth. In the Unite (3M/Unitek) group, however, adhesive was almost completely retained on teeth. Evaluation of composite resin systems which mainly object mechanical retention showed that application of 37% phosphoric acid was more effective creating resin tags when compared to acidic primer. Although bond strength values recorded for SmartBond[®] (Gestenco Int.) group were similar to those of 37% phosphoric acid etching groups, no resin tags were observed in this group. This might be due to chemical bonding of cyanoacrylate, not the mechanical. Acidic primer application brought about frequent and deeper penetrative, thin empty tags which might be explained by profound effect of the acidic primer mechanism although acidic primer application forms shorter tags than phosphoric acid etching.

In conclusion, all four adhesive systems provided successful bonding but had self advantages and/or disadvantages. By evaluating the properties of the systems which are in use, one can prefer his/her own system which applies to personal needs. Additionally, it shall be kept in mind that current advances in bonding systems made light curing acidic primers more appealing because of reduced application steps and lessened curing time.

KAYNAKLAR

1. Aboush,Y.E., Tareen,A., Elderton,R.J., 1991. Resin-to-enamel bonds: effect of cleaning the enamel surface with prophylaxis pastes. *Br.Dent.J.* 171, 207-209.
2. Adolfsson,U., Larsson,E., Ogaard,B., 2002. Bond failure of a no-mix adhesive during orthodontic treatment. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 122, 277-281.
3. Ajlouni,R., Bishara,S.E., Oonsombat,C., 2004. Effect of water storage on the shear bond strength of a cyanoacrylate adhesive: clinical implications. *World J.Orthod.* 5, 250-253.
4. Aljubouri,Y.D., Millett,D.T., Gilmour,W.H., 2003. Laboratory evaluation of a self-etching primer for orthodontic bonding. *Eur.J.Orthod.* 25, 411-415.
5. Aljubouri,Y.D., Millett,D.T., Gilmour,W.H., 2004. 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.* 26, 565-571.
6. Al-Munajed,M.K., Gordon,P.H., McCabe,J.F., 2000. The use of a cyanoacrylate adhesive for bonding orthodontic brackets: an ex-vivo study. *J.Orthod.* 27, 255-260.
7. Althoff,O., Hartung,M., 2000. Advances in light curing. *Am.J.Dent.* 13, 77-81.
8. Anderson,A.M., Kao,E., Gladwin,M., Benli,O., Ngan,P., 2002. The effects of argon laser irradiation on enamel decalcification: An in vivo study. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 122, 251-259.

9. Arakawa,V., Takahashi,Y., Sebata,M., 1979. The effect of acid etching on the cervical region of the buccal surface of the human premolar, with special reference to direct bonding techniques. *Am.J.Orthod.* 76, 201-208.
10. Armas Galindo,H.R., Sadowsky,P.L., Vlachos,C., Jacobson,A., Wallace,D., 1998. An in vivo comparison between a visible light-cured bonding system and a chemically cured bonding system. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 113, 271-275.
11. Arnold,R.W., Combe,E.C., Warford,J.H., 2002. Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self-etching primer. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 122, 274-276.
12. Artun,J., Bergland,S., 1984. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am.J.Orthod.* 85, 333-340.
13. Artun,J., Spadafora,A.T., Shapiro,P.A., McNeill,R.W., Chapko,M.K., 1987. Hygiene status associated with different types of bonded, orthodontic canine-to-canine retainers.A clinical trial. *J.Clin.Period.* 14, 89-94.
14. Asgari,S., Salas,A., English,J., Powers,J., 2002. Clinical evaluation of bond failure rates with a new self-etching primer. *J.Clin.Orthod.* 12, 687-689.
15. Basdra,E.K., Huber,H., Komposch,G., 1996. Fluoride released from orthodontic bonding agents alters the enamel surface and inhibits enamel demineralization in vitro. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 109, 466-472.
16. Bednar,J.R., Gruendeman,G.W., Sandrik,J.L., 1991. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 100, 513-522.
17. Bhad,W.A., Hazarey,P.V., 1995. Scanning electron microscopic study and shear bond strength measurement with 5% and 37% phosphoric acid. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 108, 410-414.

18. Bin Abdullah,M.S., Rock,W.P., 1996. The effect of etch time and debond interval upon the shear bond strength of metallic orthodontic brackets. *Br.J.Orthod.* 23, 121-124.
19. Bishara,S.E., Ajlouni,R., Laffoon,J.F., Warren,J.J., 2006. Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. *Angle Orthod.* 76, 123-126.
20. Bishara,S.E., Fehr,D.E., 1997. Ceramic brackets: something old, something new-a review. *Semin Orthod.* 3, 178-188.
21. Bishara,S.E., Fehr,D.E., Jakobsen,J.R., 1993. A comparative study of the debonding strengths of different ceramic brackets, enamel conditioners and adhesives. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 104, 170-179.
22. Bishara,S.E., Gordan,V.V., VonWald,L., Jakobsen,J.R., 1999. Shear bond strength of composite, glass ionomer, and acidic primer adhesive systems. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 115, 24-28.
23. Bishara,S.E., Gordan,V.V., VonWald,L., Olson,E., 1998. Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 114, 243-247.
24. Bishara,S.E., Laffoon,J.F., VonWald,L., Warren,J., 2001. Evaluation of nonrinse conditioning solution and a compomer as an alternative method of bonding orthodontic bracket. *Angle Orthod.* 71, 461-465.
25. Bishara,S.E., Laffoon,J.F., VonWald,L., Warren,J., 2002. Effect of time on the shear bond strength of cyanoacrylate and composite orthodontic adhesives. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 121, 299-300.
26. Bishara,S.E., Olsen,M., VonWald,L., 1997. Evaluation of debonding characteristics of a new collapsible ceramic brackets. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 112, 552-559.

27. Bishara,S.E., Olsen,M., VonWald,L., 1997. Comparisons of shear bond strength of precoated and uncoated brackets. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 112, 617-621.
28. Bishara,S.E., Oonsombat,C., Ajlouni,R., Laffoon,J.F., 2004. Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 125, 348-350.
29. Bishara,S.E., Soliman,M., Laffoon,J., Warren,J.J., 2005. Effect of changing a test parameter on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 75, 832-835.
30. Bishara,S.E., Trulove,T.S., 1990. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 98, 145-153.
31. Bishara,S.E., VonWald,L., Laffoon,J.F., Warren,J.J., 2001. Effect of using a new cyanoacrylate adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 71, 466-469.
32. Bishara,S.E., VonWald,L., Olsen,M.E., Laffoon,J.F., 1999. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 116, 616-620.
33. Brannstrom,M., Malmgren,O., Nordenvall,K.J., 1982. Etching of young permanent teeth with an acid gel. *Am.J.Orthod.* 82, 379-383.
34. Brannstrom,M., Nordenvall,K.J., Malmgren,O., 1978. The effect of various pretreatment methods of the enamel in bonding procedures. *Am.J.Orthod.* 74, 522-530.
35. Brobakken,B.O., Zachrisson,B.U., 1981. Abrasive wear of bonding adhesives: studies during treatment and after bracket removal. *Am.J.Orthod.* 79, 134-147.

36. Buonocore,M.G., 1955. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J.Dent.Res.* 34, 849-853.
37. Buonocore,M.G., Vezin,J.C., 1980. Orthodontic fluoride protection. *J.Clin.Orthod.* 14, 321-325.
38. Burapavong,V., Marshall,G.W., Apfel,D.A., 1978. Enamel surface characteristics on removal of orthodontic brackets. *Am.J.Orthod.* 74, 176-187.
39. Buzitta,V.A.J., Hallgren,S.E., Powers,J.M., 1982. Bond strength of orthodontic direct-bonding cement-bracket systems as studied in vitro. *Am:J.Orthod.* 81, 87-92.
40. Büyükyılmaz,T., Ogaard,B., Dahm,S., 1995. The effect on the tensile bond strength of orthodontic brackets of titanium tetrafluoride (TiF₄) application after acid etching. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 108, 256-261.
41. Büyükyılmaz,T., Üşümez,S., Karaman,A.I., 2003. Effect of self-etching primers on bond strength-are they reliable? *Angle Orthod.* 73, 64-70.
42. Cacciafesta,V., Sfondrini,M.F., De Angelis,M., Scribante,A., Klersy,C., 2003. Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 123, 633-640.
43. Cacciafesta,V., Sfondrini,M.F., Klersy,C., Sfondrini,G., 2002. Polymerization with a micro-xenon light of a resin-modified glass ionomer: a shear bond strength study 15 minutes after bonding. *Eur.J.Orthod.* 24, 689-697.
44. Cacciafesta,V., Sfondrini,M.F., Scribante,A., Klersy,C., Auricchio,F., 2003. Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 124, 403-409.

45. Cacciafesta,V., Süssenberger,U., Jost-Brinkmann,P.G., Miethke,R.R., 1998. Shear bond strengths of ceramic brackets bonded with different light-cured glass ionomer cements: an in vitro study. *Eur.J.Orthod.* 20, 177-187.
46. Cal-Neto,J.P., Carvalho,F., Almeida,R.C.C., Miguel,J.A.M., 2006. Evaluation of a new self-etching primer on bracket bond strength in vitro. *Angle Orthod.* 76, 466-469.
47. Cal-Neto,J.P., Miguel,J.A.M., 2006. Scanning electron microcopy evaluation of the bonding mechanism of a self-etching primer on enamel. *Angle Orthod.* 76, 132-136.
48. Cal-Neto,J.P., Miguel,J.A.M., Zanella,E., 2006. Effect of a self-etching primer on shear bond strength of adhesive precoated brackets in vivo. *Angle Orthod.* 71, 127-131.
49. Carter,R.N., 1981. Salivary control. *J.Clin.Orthod.* 15, 562-564.
50. Ceen,R.F., Gwinnett,A.J., 1980. Indelible iatrogenic staining of enamel following debonding. A case report. *J.Clin.Orthod.* 14, 713-715.
51. Ceen,R.F., Gwinnett,A.J., 1981. White spot formation associated with sealants used in orthodontics. *Pediatr.Dent.* 3, 174-178.
52. Chan,K.C., Andreasen,G.F., 1975. Conservative retention for spaced maxillary central incisors. *Am.J.Orthod.* 67, 324-329.
53. Cinader,D., 2001. Chemical processes and performance comparisons of Transbond Plus Self Etching Primer. *Orthod.Perspect.* 8, 5-6.
54. Coups-Smith,K.S., Rossouw,P.E., Titley,K.C., 2003. Glass ionomer cements as luting agents for orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 73, 436-444.

55. David,V.A., Staley,R.N., Bigelow,H.F., Jakobsen,J.R., 2002. Remnant amount and cleanup for 3 adhesives after debracketing. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 121, 291-296.
56. Deguchi,T., Ito,M. Obata,A., Koh,Y., Yamagishi,T., Oshida,Y., 1996. Trial production of titanium orthodontic brackets fabricated by metal injection molding (MIM) with sintering. *J.Dent.Res.*75, 1491-1496.
57. De Saeytjld,C., Carels,C.E., Lesaffre,E., 1994. An evaluation of a light-curing composite for bracket placement. *Eur.J.Orthod.* 16, 541-545.
58. Dickinson,P.T., Powers,J.M. 1980. Evaluation of fourteen direct-bonding orthodontic bases. *Am.J.Orthod.* 78, 630-639.
59. Diedrich,P., 1981. Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope. *Am.J.Orthod.* 79, 500-522.
60. Dorminey,J.C., Dunn,W.J., Taloumis,L.J., 2003. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and-primer technique. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 124, 410-413.
61. El Alam,R., Sorel,O., Cathelineau,G., 1997. Comparision morphologique de l'intrados des bases de différentes attaches orthodontiques métalliques observées au microscope électronique à balayage. *Orthod.Fr.* 68, 355.
62. Eliades,T., Katsavrias,E., Eliades,G., 2002. Moisture-insensitive adhesives: reactivity with water and bond strength to wet and saliva-contaminated enamel. *Eur.J.Orthod.* 24, 35-42.
63. Eliades,T., Viazis,A.D., Eliades,G., 1991. Bonding of ceramic brackets to enamel: morphologic and structural considerations. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 99, 369-375.

64. Eminkahyagil,N., Korkmaz,Y., Gökalp,S., Baseren,M., 2005. Shear bond strength of orthodontic brackets with newly developed antibacterial self-etch adhesive. *Angle Orthod.* 75, 843-848.
65. Ewoldsen,N., Beatty,M.V., Erickson,L., Feely,D., 1995. Effects of enamel conditioning on bond strength with a restorative light-cured glass ionomer. *J.Clin.Orthod.* 29, 621-624.
66. Farquhar,R.B., 1986. Direct bonding comparing a polyacrylic acid and a phosphoric acid technique. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 90, 187-194.
67. Fields,H.W., 1982. Bonded resins in orthodontics. *Pediatr.Dent.* 4, 51-60.
68. Flores,D.A., Caruso,J.M., Scott,G.E., Jeiroudi,M.T., 1990. The fracture strength of ceramic brackets: a comparative study. *Angle Orthod.* 60, 269-276.
69. Fowler,C.S., Swartz,M.L., Moore,B.K., Rhodes,B.F., 1992. Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent.Mater.* 8, 265-269.
70. Fredericks,H.E., 1981. Mutagenic potential of orthodontic bonding materials. *Am.J.Orthod.* 80, 316-324.
71. Fricker,J.P., 1998. A new self-curing resin-modified glass-ionomer cement for the direct bonding of orthodontic brackets in vivo. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 113, 384-386.
72. Garcia-Godoy,F., Hubbard,G.W., Storey,A.T., 1991. Effect of a fluoridated etching gel on enamel morphology and shear bond strength of orthodontic brackets. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 100, 163-170.
73. Gaworski,M., Weinstein,M., Borislow,A.J., Braitman,L.E., 1999. Decalcification and bond failure: A comparison of a glass ionomer and a composite resin bonding system in vivo. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 116, 518-521.

74. Ghafari,J., 1992. Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. *Angle Orthod.* 62, 145-152.
75. Gorton,J., Featherstone,J.D.B., 2003. In vivo inhibition of demineralization around orthodontic brackets. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 123, 10-14.
76. Grandhi,R.K., Combe,E.C., Speidel,T.M., 2001. Shear bond strength of brackets with a moisture-insensitive primer. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 119, 251-255.
77. Grubisa,H.S.I., Heo,G., Raboud,D., Glover,K.E., Major,P.W., 2004. An evaluation and comparison of bracket bond strengths achieved with self-etching primer. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 126, 213-219.
78. Gwinnett,A.J., 1973. The bonding of sealants to enamel. *J.Am.Soc.Prev.Dent.* 3, 21-29.
79. Gwinnett,A.J., Ceen,R.F., 1978. An ultraviolet photographic technique for monitoring plaque during direct bonding procedures. *Am.J.Orthod.* 73, 178-186.
80. Hitmi,L., Muller,C., Mujajic,M., Attal,J.P., 2001. An 18-month clinical study of bond failures with resin-modified glass ionomer cement in orthodontic practice. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 120, 406-415.
81. Hixson,M.E., Brantley,W.A., Pincsak,J.J., Conover,J.P., 1982. Changes in bracket slot tolerance following recycling of direct-bond metallic orthodontic appliances. *Am.J.Orthod.* 81, 447-454.
82. Hobson,R.S., Ledvinka,J., Meechan,J.G., 2001. The effect of moisture and blood contamination on bond strength of a new orthodontic bonding material. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 120, 54-57.

83. Hobson,R.S., McCabe,J.F., Hogg,S.D., 2001. Bond strength to surface enamel for different tooth types. *Dent.Mater.* 17, 184-189.
84. Holt,M.H., Nanda,R.S., Duncanson,M.G., 1991. Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 99, 287-293.
85. Hotz,P., McLean,J.W., Sced,I., Wilson,A.D., 1977. The bonding of glass ionomer cements to metal and tooth substrates. *Br.Dent.J.* 142, 41-47.
86. Howells,D.J., Jones,P., 1989. In vitro evaluation of a cyanoacrylate bonding agent. *Br.J.Orthod.* 16, 75-78.
87. Ireland,J.A., Knight,H., Sherriff,M., 2003. An in vivo investigation into bond failure rates with a new self-etching primer system. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 124, 323-326.
88. Ireland,A.J., Sherriff,M., McDonald,F., 1991. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. *Eur.J.Orthod.* 13, 322-328.
89. James,J.W., Miller,B.H., English,J.D., Tadlock,L.P., Buschang,P.H., 2003. Effects of high-speed curing devices on shear bond strength and microleakage of orthodontic brackets. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 123, 555-561.
90. Jassem,H.A., Retief,D.H., Jamison,H.C., 1981. Tensile and shear strengths of bonded and rebonded orthodontic attachments. *Am.J.Orthod.* 79, 661-668.
91. Jenkins,G.N., 1978. *The physiology of the mouth.* Blackwell Sci. Pub., Oxford.
92. Joseph,V.P., Rossouw,P.E., Basson,N.J., 1992. Do sealants seal? An SEM investigation. *J.Clin.Orthod.* 26, 141-144.
93. Jost-Brinkmann,P.G., Schiffer,A., Miethke,R.R., 1992. The effect of adhesive-layer thickness on bond strength. *J.Clin.Orthod.* 26, 718-720.

94. Kahl,B., König,A., Hilgers,R.D., Schwarze,C.W., 1993. Ethyl cyanoacrylate (Cyano-Veneer) as an orthodontic bracket adhesive. *Fortschr Kieferorthop.* 54, 263-267.
95. Kao,E.C., Eliades,T., Rezvan,E., Johnston,W.M., 1995. Torsional bond strength and failure pattern of ceramic brackets bonded to composite resin laminate veneers. *Eur.J.Orthod.* 17, 533-540.
96. Karamouzos,A., Athanasiou,A.E., Papadopoulos,M.A., 1997. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 112, 34-40.
97. Karamouzos,A., Mavropoulos,A., Athanasiou,A.E., Kolokithas,G., 2002. In vivo evaluation of a moisture-activated orthodontic adhesive: a comparative clinical trial. *Orthod.Craniofac.Res.* 5, 170-178.
98. Keim,R.G., Gottlieb,E.L., Nelson,A.H., Vogels,D.S., 2002. 2002 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. Part 3. More breakdowns of selected variables. *J.Clin.Orthod.* 36, 690-699.
99. Klocke,A., Kahl-Nieke,B., 2006. Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 129, 261-265.
100. Klocke,A., Korbmacher,H.M., Huck,L.G., Ghosh, J., Kahl-Nieke,B., 2003. Plasma arc curing of ceramic brackets: an evaluation of shear bond strength and debonding characteristics. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 124, 309-315.
101. Klocke,A., Korbmacher,H.M., Huck,L.G., Kahl-Nieke,B., 2002. Plasma arc curing lights for orthodontic bonding. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 122, 643-648.
102. Komori,A., IshikawaH., 1997. Evaluation of a resin-reinforced glass ionomer cement for use as an orthodontic bonding agent. *Angle Orthod.* 67, 189-195.

103. Kula,K.S., Nash,T.D., Purk,J.H., 2003. Shear-peel bond strength of orthodontic primers in wet conditions. *Orthod.Craniofac.Res.* 6, 96-100.
104. Kusy,R.P., Whitley,J.Q., Prewitt,M.J., 1991. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod.* 61, 293-302.
105. Kvam,E., Broch,J., Nissen-Meyer,I.H., 1983. Comparison between a zinc phosphate cement and a glass ionomer cement for cementation of orthodontic bands. *Eur.J.Orthod.* 5, 307-313.
106. Labart,W.A., Barkmeier,W.W., Taylor,M.H., 1988. Bracket retention after 15-second acid conditioning. *J.Clin.Orthod.* 22, 254-255.
107. Larmour,C.J., Stirrups,D.R., 2003. An ex vivo assessment of a bonding technique using a self-etching primer. *J.Orthod.* 30, 225-228.
108. Lew,K.K., Chew,C.L., Lee,K.W., 1991. A comparison of shear bond strengths between new and recycled ceramic brackets. *Eur.J.Orthod.* 13, 306-310.
109. Linklater,R.A., Gordon,P.H., 2001. An ex vivo study to investigate bond strength of different tooth types. *J.Orthod.* 28, 59-65.
110. Maijer,R., Smith,D.C., 1982. Corrosion of orthodontic bracket bases. *Am.J.Orthod.* 81, 43-48.
111. Mannerberg,F., 1960. Appearance of tooth surface. *Odontol.Revy.* 11, 1-116.
112. Matasa,C.G., 1998. Metal strength of direct bonding brackets. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 113, 282-286.
113. McCabe,J.F., 1998. Resin-modified glass-ionomers. *Biomaterials.* 19, 521-527.

- 114.** Meng,C.L., Wang,W.N., Yeh,IS., 1997. Fluoridated etching on orthodontic bonding. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 112, 259-262.
- 115.** Millett,D.T., McCabe,J.F., Bennett,T.G., Carter,N.E., Gordon,P.H., 1995. The effect of sandblasting on the retention of first molar orthodontic bands cemented with glass ionomer cement. *Br.J.Orthod.* 22, 161-169.
- 116.** Mills,R.W., Jandt,K.D., Ashworth,S.H., 1999. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br.Dent.J.* 186, 388-391.
148
- 117.** Miyazaki,M., Hattori,T., Ichiishi,Y., Kondo,M., Onose,H., Moore,B.K., 1998. Evaluation of curing units used in private dental offices. *Oper.Dent.* 23, 50-54.
- 118.** Musanje,L., Darvell,B.W., 2003. Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dent.Mater.* 19, 531-541.
- 119.** Nakamichi,I., Iwaku,M., Fusayama,T., 1983. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J.Dent.Res.* 62, 1076-1081.
- 120.** Newman,G.V., 1965. Epoxy for orthodontic attachments. *Am.J.Orthod.* 51, 901-912.
- 121.** Newman,G.V., 1978. A posttreatment survey of direct bonding of metal brackets. *Am.J.Orthod.* 74, 197-206.
- 122.** Nicholson,J.W., 1998. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials.* 19, 485-494.
- 123.** Noel,L., Rebellato,J., Sheats,R.D., 2003. The effect of argon laser irradiation on demineralization resistance of human enamel adjacent to orthodontic brackets: an in vitro study. *Angle Orthod.* 73, 249-258.

- 124.** Nordenvall,K.J., Brannstrom,M., Malmgren,O., 1980. Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth. A comparison between 15 and 60 seconds of etching. *Am.J.Orthod.* 78, 99-108.
- 125.** Odegaard,J., Segner,D., 1990. The use of visible light-curing composites in bonding ceramic brackets. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 97, 188-193.
- 126.** Oesterle,L.J., Newman,S.M., Shellhart,W.C., 2001. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 119, 610-616.
- 127.** Oesterle,L.J., Shellhart,W.C., Belanger,G.K., 1997. Effect of tacking time on bond strength of light-cured adhesives. *J.Clin.Orthod.* 31, 449-453.
- 128.** Oesterle,L.J., Shellhart,W.C., Belanger,G.K., 1998. The use of bovine enamel in bonding studies. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 114, 514-519.
- 129.** Ogaard,B., Rezk-Lega,F., RubenJ., Arends,J., 1992. Cariostatic effect and fluoride release from a visible light-curing adhesive for bonding of orthodontic brackets. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 101, 303-307.
- 130.** Ortendahl,T.W., Ortengren,U., 2000. A new orthodontic bonding adhesive. *J.Clin.Orthod.* 34, 50-54.
- 131.** Pilo,R., Oelgiesser,D., Cardash,H.S., 1999. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *J.Dent.* 27, 235-241.
- 132.** Power,J.M., Kim,H.B., Turner,D.S., 1997. Orthodontic adhesives and bond strength testing. *Semin.Orthod.* 3, 147-156.
- 133.** Prevost,A.P., Fuller,J.L., Peterson,L.C., 1982. The use of an intermediate resin in the acid-etch procedure: retentive strength, microleakage, and failure mode analysis. *J.Dent.Res.* 61, 412-418.

- 134.** Pus,M.D., Way,D.C., 1980. Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *Am.J.Orthod.* 77, 269-283.
- 135.** Rajagopal,R., Padmanabhan,S., Gnanamani,J., 2004. A comparison of shear bond strength and debonding characteristics of conventional, moisture-insensitive, and self-etching primers in vitro. *Angle Orthod.* 74, 264-268.
- 136.** Read,M.J., Ferguson,J.W., Watts,D.C., 1986. Direct bonding: crystal growth as an alternative to acid-etching? *Eur.J.Orthod.* 8, 112-128.
- 137.** Reisner,K.R., Levitt,H.L., Mante,F., 1997. Enamel preparation for orthodontic bonding: a comparison between the use of a sandblaster and current techniques. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 111, 366-373.
- 138.** Reynolds,I.R., 1975. A review of direct orthodontic bonding. *Br.J.Orthod.* 2, 171.
- 139.** Rolla,G., 1977. Effects of fluoride on initiation of plaque formation. *Caries.Res.* 11, 243-261.
- 140.** Romano,F.L., Tavares,S.W., Nouer,F., Simonides,C., Magnani,M.B.B.A., 2005. Shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded to enamel prepared with self-etching primer. *Angle Orthod.* 75, 849-853.
- 141.** Ruyter,I.E., Oysaed,H., 1982. Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontol.Scand.* 40, 179-192.
- 142.** Sadowsky,P.L., Retief,D.H., Cox,P.R., Hernández-Orsini,R., Rape,W.G., Bradley,E.L., 1990. Effects of etchant concentration and duration on the retention of orthodontic brackets: an in vivo study. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 98, 417-421.

- 143.** Sayınsu,K., Işık,F., Sezen,S., Aydemir,B., 2006. New protective polish effects on shear bond strength of brackets. *Angle Orthod.* 76, 306-309.
- 144.** Schaneveldt,S., Foley,T.F., 2002. Bond strength comparison of moisture-insensitive primers. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 122, 267-273.
- 145.** Sfondrini,M.F., Cacciafesta,V., Pistorio,A., Sfondrini,G., 2001. Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 119, 30-35.
- 146.** Sfondrini,M.F., Cacciafesta,V., Scribante,A., 2004. Plasma arc versus halogen light-curing of adhesive-precoated orthodontic brackets: a 12-month clinical study of bond failures. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 126, 194-129.
- 147.** Sfondrini,M.F., Cacciafesta,V., Scribante,A., De Angelis,M., Kiersy,C., 2004. Effect of blood contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional and self-etching primers. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 125, 357-360.
- 148.** Sheen,D.H., Wang,W.N., Tarng,T.H., 1993. Bond strength of younger and older permanent teeth with various etching times. *Angle Orthod.* 63, 225-230.
- 149.** Shinchii,M.J., Soma,K., Nakabayashi,N., 2000. The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photo-cured resin to acid-etched enamel. *Dent.Mater.* 16, 324-329.
- 150.** Signorelli,M.D., Kao,E., Ngan,P.W., Gladwin,M.A., 2006. Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: an in-vitro and in-vivo study. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 129, 277-282.

- 151.** Silverman,E., Cohen,M., Demke,R.S., Silverman,M., 1995. A new light-cured glass ionomer cement that bonds brackets to teeth without etching in the presence of saliva. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 108, 231-236.
- 152.** Silverman,E., Cohen,M., Gianelly,A.A., Dietz,V.S., 1972. A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. *Am.J.Orthod.* 62, 236-244.
- 153.** Silverstone,L.M., 1977. Remineralization phenomena. *Caries Res.* 11, 59-84.
- 154.** Silverstone,L.M., 1982. The effect of fluoride in the remineralization of enamel caries and caries-like lesions in vitro. *J.Public Health Dent.* 42, 42-53.
- 155.** Sinha,P.K., Nanda,R.S., 1997. The effect of different bonding and debonding techniques on debonding ceramic orthodontic brackets. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 112, 132-137.
- 156.** Sorel,O., El Alam,R., Chagneau,F., Cathelineau,G., 2002. Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 122, 260-266.
- 157.** Staudt,C.B., Mavropoulos,A., Bouillaguet,S., Kiliaridis,S., Krejci,I., 2005. Light-curing time reduction with a new high-power halogen lamp. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 128, 749-754.
- 158.** Sürücü,R., 1979. Ortodontik tedavilerde direkt braket yapıştırma yöntemi. Doktora Tezi. Ege Üniversitesi, İzmir.
- 159.** Swartz,M.L., 1988. Ceramic brackets. *J.Clin.Orthod.* 22, 82-88.
- 160.** Swartz,M.L., 1994. Successful second bicuspid bonding. *J.Clin.Orthod.* 28, 208-209.
- 161.** Swartz,M.L., 1994. Why prophyl prior to bracket bonding? *Clin.Impressions.* 3, 11.

- 162.** Swartz,M.L., 2004. Orthodontic bonding. *Orthod.Select.* 16, 1-4.
- 163.** Talbot,T.Q., Blankenau,R.J., Zobitz,M.E., Weaver,A.L., Lohse,C.M., Rebellato,J., 2000. Effect of argon laser irradiation on shear bond strength of orthodontic brackets: an in vitro study. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 118, 274-279.
- 164.** Tavas,M.A., Watts,D.C., 1984. A visible light-activated direct bonding material: an in vitro comparative study. *Br.J.Orthod.* 11, 33-37.
- 165.** Theodorakopoulou,L.P., Sadowsky,P.L., Jacobson,A., Lacefield,W.Jr., 2004. Evaluation of the debonding characteristics of 2 ceramic brackets: an in vitro study. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 125, 329-336.
- 166.** Thompson,L.R., Miller,E.G., Bowles,W.H., 1982. Leaching of unpolymerized materials from orthodontic bonding resin. *J.Dent.Res.* 61, 989-992.
- 167.** Thompson,R.E., Way,D.C., 1981. Enamel loss due to prophylaxis and multiple bonding/debonding of orthodontic attachments. *Am.J.Orthod.* 79, 282-295.
- 168.** Tirtha,R., Fan,P.L., Dennison,J.B., Powers,J.M., 1982. In vitro depth of cure of photo-activated composites. *J.Dent.Res.* 61, 1184-1187.
- 169.** Trimpeneers,L.M., Dermaut,L.R., 1996. A clinical evaluation of the effectiveness of a fluoride-releasing visible light-activated bonding system to reduce demineralization around orthodontic brackets. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 110, 218-222.
- 170.** Trites,B., Foley,T.F., Banting,D., 2004. Bond strength comparison of 2 self-etching primers over a 3-month storage period. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 126, 709-716.

- 171.** Üşümez,S., Büyükyılmaz,T., Karaman,A.İ., 2004. Effect of light-emitting diode on bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 74, 259-263.
- 172.** Vicente,A., Bravo,L.A., Romero,M., 2005. Influence of a nonrinse conditioner on the bond strength of brackets bonded with a resin adhesive system. *Angle Orthod.* 75, 400-405.
- 173.** Vicente,A., Bravo,L.A., Romero,M., Ortiz,A.J., Canteras,M., 2004. A comparison of the shear bond strength of a resin cement and two orthodontic resin adhesive systems. *Angle Orthod.* 75, 109-113.
- 174.** VonFraunhofer,J.A., 1997. Corrosion of orthodontic devices. *Semin.Orthod.* 3, 198.
- 175.** Vukovich,M.E., Wood,D.P., Daley,T.D., 1991. Heat generated by grinding during removal of ceramic brackets. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 99, 505-512.
- 176.** Wang,W.N., Li,C.H., Chou,T.H., Wang,D.D.H., Lin,L.H., Lin,C.T., 2004. Bond strength of various bracket base designs. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 125, 65-70.
- 177.** Wang,W.N., Lu,T.C., 1991. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 100, 72-79.
- 178.** Wang,W.N., Tarng,T.H., 1991. Evaluation of the sealant in orthodontic bonding. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 100, 72-79.
- 179.** Webster,M.J., Nanda,R.S., Duncanson,M.G., Khajotia,S.S., Sinha,P.K., 2001. The effect of saliva on shear bond strengths of hydrophilic bonding systems. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 119, 54-58.

180. Weinberger,S.J., Foley,T.F., McConnell,R.J., Wright,G.Z., 1997. Bond strengths of two ceramic brackets using argon laser, light, and chemically cured resin systems. *Angle Orthod.* 67, 173-178.
181. White,L.W., 1975. Effective saliva control for orthodontic patients. *J.Clin.Orthod.* 9, 648.
182. White,L.W., 2001. An expedited indirect bonding technique. *J.Clin.Orthod.* 35, 36-41.
183. Wilson,A.D., Paddon,J.M., Crisp,S., 1979. The hydration of dental cements. *J.Dent.Res.* 58, 1065-1071.
184. Wiltshire,W.A., 1994. Shear bond strengths of a glass ionomer for direct bonding in orthodontics. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 106, 127-130.
185. Zach,L., Cohen,G., 1965. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg.Oral Med.Oral Pathol.* 19, 515-530.
186. Zachrisson,B.U., 1974. Oral hygiene for orthodontic patients: current concepts and practical advice. *Am.J.Orthod.* 66, 487-497.
187. Zachrisson,B.U., 1975. Fluoride application procedures in orthodontic practice, current concepts. *Angle Orthod.* 45, 72-81.
188. Zachrisson,B.U., 1977. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am.J.Orthod.* 71, 173-189.
189. Zachrisson,B.U, Brobakken,B.O., 1978. Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. *Am.J.Orthod.* 74, 62-78.
190. Zachrisson,B.U., Büyükyılmaz,T., 2005. Bonding in orthodontics. *Orthodontics: current principles and techniques.* 14, 579-659.

- 191.** Zachrisson,B.U., Heimgard,E., Ruyter,I.E, Mjor,I.A., 1979. Problems with sealants for bracket bonding. *Am.J.Orthod.* 75, 641-649.
- 192.** Zachrisson,B.U., Mjor,I.A., 1975. Remodeling of teeth by grinding. *Am.J.Orthod.* 68, 545-553.
- 193.** Zeppieri,I.L., Chung,C., Mante,F.K., 2003. Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching primers. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 124, 414-419.

ÖZGEÇMİŞ

31.01.1978 tarihinde İzmir’de doğdum. 1988 yılında Karşıyaka Ankara İlkokulu’nu, 1995 yılında İzmir Özel Amerikan Lisesi’ni bitirdim. 1995 yılında Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi’ni kazandım ve 2000 yılında aynı fakültenen mezun oldum. 2000 yılı Ekim döneminde, Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı’nda doktora programına kabul edildim.