



T.C.

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

UZMANLIK TEZİ

**FLOR SALAN FARKLI BONDİNG MATERYALLERİNİN
ORTODONTİK BRAKETLERİN BAĞLANMA DAYANIMINA
ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. DUYGU YETKİN

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Gülşilay SAYAR TORUN

İSTANBUL-2016

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Duygu Yetkin

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince desteğini esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Gülşilay Sayar Torun'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca benimle bilgi ve tecrübelerini paylaşan başta Sayın Prof. Dr. Hüsamettin Oktay olmak üzere İstanbul Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nın tüm öğretim üyelerine,

Eğitim hayatıma renk katan, bu süreci paylaşmaktan keyif ve mutluluk duyduğum başta bölüm arkadaşlarım olmak üzere tüm değerli araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Eğitim hayatımın başından beri bana destek olan, bugünkü akademik konumuma gelmemde en büyük emeğe sahip, hayattaki en büyük dayanaklarım annem Sevil Saadet Aslan ve babam Şükrü Aslan'a, bu yaşıma kadar okumamı hala anlamlandıramayıp sürekli dalga geçen biricik kardeşim Furkan Deniz Aslan'a,

Kardeşimden ayırmadığım, her zaman yanımda olan, dişhekimliği eğitiminin zorluklarına birlikte göğüs gerdiğim yirmi senelik dostum, meslektaşım Özge Erdoğan'a,

Uzmanlık sınavını kazanmamda ve uzmanlık eğitimi tamamlayabilmemde en büyük katkıya sahip, her iki süreçte de huysuzluklarıma katlanan değerli eşim, hayat arkadaşım Yiğit Yetkin'e,

Ve son olarak tez yazma sürecimi başlarda neden olduğu bulantılarla köstekleyip, sonraları minik tekmeleriyle destekleyen kızıma,

Sonsuz teşekkürlerimle...

Bu çalışma, İstanbul Medipol Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 2016/10

İÇİNDEKİLER

ÖZET	1
ABSTRACT	2
1. GİRİŞ VE AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Direkt Yapıştırma	5
2.2 Braket Tutuculuğunu Etkileyen Faktörler	6
2.2.1. Dişler	6
2.2.2. Flor	7
2.2.3. Asit tipi, konsantrasyonu ve uygulama süresi	7
2.2.4. Yapıştırıcı ile ilgili faktörler	9
2.2.4.1 Cam İyonomer Simanlar (CIS)	9
2.2.4.2 Resin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCIS)	9
2.2.4.3 Resin Simanlar (Kompozit Resinler)	10
2.2.5. Işık Kaynağı	10
2.2.5.1. Halojen Işık Kaynakları	11
2.2.5.2 Argon Lazerler	11
2.2.5.3. Plazma Ark Işık kaynakları	12
2.2.5.4. LED ışık kaynakları	12
2.2.6. Klorheksidin	13
2.2.7. Braket Materyali ve Kaide Yapısı	13
2.2.7.1 Metal Braketler	13

2.2.7.2 Plastik Braketler	13
2.2.7.3 Seramik braketler	14
2.3. Demineralizasyon ve Remineralizasyon Mekanizması	15
2.4. Sabit Ortodontik Tedavi ve Demineralizasyon	16
2.5. Flor ve Dekalsifikasyonu Önleme Mekanizması	17
2.6. Ortodontik Tedavide Flor Uygulamaları	19
2.6.1. Flor içeren ağız gargaraları	19
2.6.2. Flor içeren diş macunları ve jeller	19
2.6.3. Flor içeren cilalar	20
2.6.4. Flor içeren elastomerik ligatürler	21
2.6.5. Flor içeren yapıştırıcılar	21
2.6.6. Flor içeren bondingler	22
3. GEREÇ VE YÖNTEM	24
3.1. Çalışmada Kullanılan Dişler	24
3.2. Çalışmada Kullanılan Dişlerin Saklanma Koşulları	24
3.3. Akriik Blokların Hazırlanması	25
3.4. Çalışmada Kullanılan Braketler	26
3.5. Dişlerin Braket Yapıştırılması İçin Hazırlanması	27
3.6. Braketlerin Yapıştırılması	27
3.6.1 Transbond XT grubu	29
3.6.2. Clearfil SE Protect Grubu	29
3.6.3. L.E.D. Proseal Grubu	30
3.6.4. OpalSeal grubu	31
3.7. Çalışmada kullanılan ışık kaynağı	32
3.8. Termal Döngü	33

3.9. Sıyırma Testlerinin Yapılması	33
3.10. Yüzeylerin incelenmesi	35
3.11. Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) ile Yüzeylerin İncelenmesi İçin Örneklerin Hazırlanması	37
3.12. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) ile İncelenmesi	39
3.13. İstatiksel Analiz	48
4. BULGULAR	49
4.1. Sıyırma Testleri ile İlgili Bulgular	49
4.2. ARI Skorları ile ilgili bulgular	50
5. TARTIŞMA	52
6. SONUÇLAR	62
7. KAYNAKÇA	63
8. EKLER	72
9. ÖZGEÇMİŞ	75

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

- AAİ:** Artık Adeziv İndeksi
ARI: Adhesive Remnant Index
BIS-GMA: Bisfenol A glisil dimetakrilat
CIS: Cam İyonomer Siman
CPB: Clearfil Protect Bond
HF: Hidrojen Florür
LED: Light Emitting Diode
MPa: Megapaskal
Ppm: Part Per Million
RMCIS: Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
SEM: Scanning Electron Microscope
SEP: Self-etch primer
TEM: Taramalı Elektron Mikroskobu

ŞEKİLLER LİSTESİ

- Şekil 4.1: Gruplar arasında bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi 49
Şekil 4.2: Gruplar arasında ARI skorlarının değerlendirilmesi 51

TABLolar LİSTESİ

- Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan adeziv ve bonding materyalleri 28
Tablo 4.1: Gruplar arasında bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi 49
Tablo 4.2: Gruplar arasında ARI skorlarının değerlendirilmesi 51

RESİMLER LİSTESİ

Resim 3.1: Timol kristalleri	25
Resim 3.2: Kök yüzeylerine retansiyon olukları açılmış dişler	25
Resim 3.3: Akrilik blokların hazırlanması için kullanılan kalıplar	26
Resim 3.4: Akriliğe gömülmüş ve numaralandırılmış örnek	26
Resim 3.5: Transbond XT grubu asit + bond + kompozit	29
Resim 3.6: Clearfil SE Protect bond grubu asit + primer + bond + kompozit	30
Resim 3.7: L.E.D Proseal grubu asit + bond + kompozit	31
Resim 3.8: OpalSeal grubu asit + bonding + kompozit	31
Resim 3.9: Braket yapıştırılmış örnek	32
Resim 3.10: Çalışmada kullanılan ışık kaynağı	32
Resim 3.11: Termal döngü cihazı	33
Resim 3.12: Universal test cihazı	34
Resim 3.13: Diş-braket bağlantı yeri ile cihazın ucunun paralelliği her bir örnekte kontrol edildi	34
Resim 3.14: Diş yüzeylerinin incelenmesinde kullanılan stereomikroskop	35
Resim 3.15: ARI 1 skoruna sahip diş ve braket yüzeyi	36
Resim 3.16: ARI 2 skoruna sahip diş ve braket yüzeyi	37
Resim 3.17: Altın kaplama cihazı	38
Resim 3.18: Mikroskobun tablasına sabitlenmiş örnekler	38
Resim 3.19: Taramalı elektron mikroskobu (SEM)	39
Resim 3.20: Transbond XT grubuna ait ARI 2 skorlu mine yüzeyinin SEM görüntüsü	40
Resim 3.21: Transbond XT grubuna ait ARI 2 skorlu mine yüzeyinin SEM görüntüsü	41

Resim 3.22: Clearfil Protect grubuna ait ARI 2 skorlu mine yüzeyinin SEM görüntüsü	42
Resim 3.23: Clearfil Protect grubuna ait ARI 2 skorlu mine yüzeyinin SEM görüntüsü	43
Resim 3.24: Opalseal grubuna ait ARI 2 skorlu mine yüzeyinin SEM görüntüsü	44
Resim 3.25: Opalseal grubuna ait ARI 2 skorlu mine yüzeyinin SEM görüntüsü	45
Resim3.26: Proseal grubuna ait ARI 2 skorlu mine yüzeyinin SEM görüntüsü	46
Resim 3.27: Opalseal grubuna ait ARI 1 skorlu mine yüzeyinin SEM görüntüsü	47

ÖZET

Flor Salan Farklı Bonding Materyallerinin Ortodontik Braketlerin Bağlanma Dayanımına Etkilerinin Değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı flor salan üç farklı bonding ajanının metal braketlerin tutuculuğuna etkisinin geleneksel bir yapıştırıcı sistem ile karşılaştırmalı olarak incelenmesidir. Çalışmamızda 84 adet çekilmiş insan küçük azı dişi kullanılmış, çekilen dişler her grupta 21 diş olacak şekilde dört gruba ayrılmış ve braketler yapıştırılmıştır. Grup 1 Transbond XT (3M/Unitek), Grup 2 Clearfil SE Protect Bond (Kuraray Medical Inc.), Grup 3 L.E.D Proseal (Ultradent) ve Grup 4 Opalseal (Reliance Orthodontic Products Inc.) kullanılarak yapıştırılmış, braketlerin yapıştırılmasını takiben dişler 1000 devir termal döngüye tabi tutulmuştur. Sonrasında tüm dişlere sıyırma testi uygulanmış ve mine yüzeylerinde ARI skorlaması yapılmıştır. İstatiksel değerlendirmede, sıyırma testlerinde gruplar arasındaki farklılıkların belirlenmesi amacıyla One Way ANOVA Testi, ARI skorlarının karşılaştırılmasında ise Ki-kare testi ve Fisher kesin Ki-kare testi kullanılmıştır. Çalışmamızın sonuçlarına göre gruplar arasında bağlanma dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. ARI skorlarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Çalışmamızın sonucunda kullanılan tüm bonding materyallerinin klinik olarak yeterli bağlanma kuvveti gösterdiği tespit edilmiştir.

Anahtar Sözcükler: ARI, Bağlanma Dayanımı, Bonding, Flor, Ortodontik Braket

ABSTRACT

Evaluation of Shear Bond Strength of Different Fluoride Releasing Bonding Materials

The aim of this study is to compare the shear bond strength of three different fluoride-releasing bonding agents with a conventional adhesive system. In our study, 84 extracted human premolar teeth were used, the teeth were separated into four groups consisting of 21 teeth in each group and brackets were bonded. Brackets were bonded with Transbond XT (3M/Unitek) in Group 1, with Clearfil SE Protect Bond (Kuraray Medical Inc.) in Group 2, with L.E.D Proseal (Ultradent) in Group 3 and with Opalseal (Reliance Orthodontic Products Inc.) in Group 4. After bonding the brackets the teeth were thermocycled 1000 times. Then, shear bond strength test was applied to each tooth and ARI scores of enamel were recorded. One Way ANOVA Test was used to compare shear bond strengths of all groups. Chi Square and Fisher's Exact Test were used to compare ARI scores. According to our results, no statistically significant difference was found between the shear bond strengths of the groups. The results of ARI scores were statistically significant. All bonding materials used in our study showed clinically adequate bond strengths.

Key Words: ARI, Bonding, Fluor, Orthodontic Brackets, Shear Bond Strength

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1955 yılında Buonocore'un (1) mine yüzeyini asitleyerek bağlanma kuvvetinin arttırılabildiğini göstermesi ile özellikle 1970'lerden sonra braketlerin direkt olarak diş yüzeyine yapıştırılması yaygın olarak tercih edilmeye başlanmıştır. Hasta başında geçirilen zamanın azalması, estetik ve temizlenebilirliğin artması gibi avantajlarının yanında direkt yapıştırma bir takım dezavantajları da beraberinde getirir. Braketler, braket çevresindeki yapıştırıcı artıklarının oluşturduğu pürüzlü yüzeyler, ark ve ligatür telleri ortodontik tedavi gören hastaların ağız hijyenini sağlamasını zorlaştırır, tükürüğün ve çevre kasların doğal temizleme mekanizmasını kısıtlar ve plak birikimini artırır, uzaklaştırılmayan bakteri plağındaki mikroorganizmalar diş dokularında demineralizasyona sebep olur (2).

Mine demineralizasyonu sabit ortodontik tedavi sırasında özellikle ağız hijyeni kötü olan hastalarda karşılaşılan en önemli problemlerden biridir (3-5). Braket çevresindeki dental plakta özellikle Streptococcus mutans ve Lactobacilli gibi asidojenik bakterilerin sayısında artış görülür (6). Bu bakterilerin sayılarının artması plaktaki pH'nın ortodontik tedavi görmeyen hastalara göre daha düşük olmasına neden olur (7).

Tedavi sırasında karşılaşılan kalsifikasyonlar ilk olarak beyaz nokta lezyonu olarak gözlenirler ve ortodontik tedavi başlangıcından sonra 4 hafta gibi kısa bir sürede gözle görülür hale gelebilirler (8). Ortodontik tedavi gören hastalarda beyaz nokta lezyonu oluşumu %2-96 gibi geniş bir aralıkta rapor edilirken (3, 4, 9), bu oran ortodontik tedavi görmeyen kontrol grubunda %25 olarak gözlenmiştir (3). Bu başlangıç lezyonları genellikle uzun dönem estetik problemlere neden olmakta, hatta bazı şiddetli vakalarda restoratif tedavi gerekliliği doğabilmektedir (2).

Beyaz nokta lezyonlarının önlenmesinde hastaya oral hijyen eğitimi verilmesi, rutin profesyonel dental profilaksi ve topikal florür uygulamaları gibi çeşitli yöntemler kullanılmıştır (2). Ortodontik tedavi sırasında flor kullanımının demineralizasyonu azalttığı rapor edilmiştir (5,9-11). Bu yüzden hastaların flor içeren diş macunu,

gargara ve jelleri düzenli kullanımı mine demineralizasyonu riskini azaltmaktadır (10). Ancak bu tip uygulamalar hasta işbirliği gerektirdiğinden istenilen etkiyi gösterememektedir (5, 11). Bu nedenle hastaya bağımlı olmayan flor uygulama sistemleri geliştirilmeye çalışılmıştır. Profesyonel flor uygulamaları; flor salan cam iyonomer simanlar, flor eklenmiş kompozitler, flor salan bonding ajanları, florlu elastomerik ligatürler ve flor cilaları olarak sıralanabilir (2, 12-13).

Flor salan bonding ajanlarının braket bağlantı kuvvetleri üzerine etkisinin değerlendirildiği çeşitli çalışmalar literatürde mevcuttur (14-20). Ancak kullandığımız üç bonding materyalinin birlikte kullanıldığı başka bir çalışma mevcut değildir.

Bu çalışmanın amacı piyasada sıklıkla kullanılan, flor salan üç farklı bonding ajanının metal braketlerin tutuculuğuna etkisinin, termal döngü uygulamasını takiben, geleneksel bir yapıştırıcı sistem ile karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Direkt Yapıştırma

Ortodontik tedavinin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri kuvvetin dişlere iletimini sağlayan ortodontik ataşmanlar ile mine yüzeyi arasında yeterli adeziv bağlantının sağlanmasıdır. 1955 yılında Buonocore (1) mine yüzeyine 30 saniye süreyle %85'lik fosforik asit uygulamış ve akrilik rezinlerin asit ile pürüzlendirilmiş mineye tutunmasının arttığını göstermiştir, sonrasında bu yöntem diş hekimliğinde yaygın kullanım alanı bulmuştur. 1962 yılında Bowen (21) BIS-GMA (Bisfenol A glisil dimetakrilat) içeren yeni bir rezin geliştirmiştir. 1965 yılında Newman (22) bu yeni metot ve malzemeyi kullanarak braketleri dişler üzerine başarılı bir şekilde yapıştırmıştır. Direkt yapıştırmanın klinikte kullanımına 1970 yılında başlanmıştır. Zachrisson'un (23) 1977 yılında yayınladığı çalışmasından sonra, direkt yapıştırma yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Braketlerin direkt olarak diş yüzeyine yapıştırılmasının, daha önceden üzerlerine braket puntolanmış bantların dişe simante edilmesine göre birçok avantajı bulunmaktadır (24):

- Daha estetikdir.
- Hekim için daha hızlı ve kolay çalışma imkanı sağlar.
- Hastaya daha az rahatsızlık verir, bantlar için gereken separasyon işlemine ve bant uyumlanmasına ihtiyaç yoktur.
- Ark boyu bant materyali ile artırılmamış olur.
- Braketlerin pozisyonları daha doğru ve kolay ayarlanabilir.
- Hijyen sağlanması daha kolaydır.
- Tam sürmemiş veya kırılmış dişlerde kullanılabilir.
- Proksimal mine aşındırmasına olanak sağlar.
- Braketler amalgam, porselen gibi yüzeylere bağlanabilir.
- İnterproksimal alanlar kompozit restorasyonlar için erişilebilir durumdadır.
- Tedavi sırasında oluşabilecek çürüklerin teşhis ve tedavisi kolaylaşır.
- Bantın yerinden oynamasına bağlı demineralizasyon ve çürük riski görülmez, tedavi sırasında oluşabilecek çürüklerin teşhis ve tedavisi kolaylaşır.

- Tedavi sonunda bantların oluşturduğu boşlukların kapatılması gerekmez.
- Braketlerin görünmesini istemeyen hastalarda lingual braketlerin kullanımına olanak sağlar.

Direkt yapıştırmanın bazı dezavantajları da bulunmaktadır (24):

- Tutuculuk bantlara göre daha azdır.
- Özellikle braket çevresinde kalan adeziv artıkları hijyen sağlamayı ve dişeti sağlığının korunmasını zorlaştırır.
- Kopmuş bir braketin yapıştırılması, yerinden çıkmış bir bantın yapıştırılmasına göre daha fazla madde kaybına neden olur.
- Braketlerin sökümü ve kalan yapıştırıcıların temizliği bantlara göre daha fazla zaman alır.

Ortodontik ataşmanların mine yüzeyine direkt olarak yapıştırılması için rutin olarak uygulanan prosedür; mine yüzeyinin temizlenmesi, mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi, bonding ajan uygulanması ve yapıştırıcı ajan ile braketin diş yüzeyine yapıştırılması basamaklarını içerir.

2.2 Braket Tutuculuğunu Etkileyen Faktörler

2.2.1. Dişler

Morfolojik ve kimyasal farklılıklarından dolayı, yaşlı daimi dişler, genç daimi dişlere göre daha fazla tutuculuk göstermektedir (25) .

Weatherell (26) premolar dişlerin geri kalan dentisyona göre mine kalitesi bakımından farklı olduğunu öne sürmüştür, premolar dişlerdeki aprizmatik minenin daha fazla olduğunu bu yüzden de bu dişlerin bağlanma kuvvetlerinin de düşük olduğunu rapor etmiştir. Aprizmatik minenin fazla olmasının asitle pürüzlendirmenin etkisini azaltarak yapışmanın daha zayıf olmasına yol açabileceği farklı araştırmacılar tarafından da gösterilmiştir (27-30).

Literatürde farklı diş tiplerinde bağlanma kuvvetinin farklı olduğu rapor edilmiştir (28, 31, 32). Bazı araştırmacılar aynı tipteki alt ve üst dişlerin bağlanma kuvveti

arasında anlamlı fark bulurken (28, 31), bazıları bu farkın sadece istatistiksel düzeyde olduğunu bildirmiştir (32).

Literatürde aynı tipteki alt ve üst dişlerin aynı grupta kullanıldığı pek çok çalışma mevcuttur (16, 20, 26, 30).

2.2.2. Flor

Dişlerdeki flor konsantrasyonu arttıkça asite karşı direnç de artmaktadır. Normal dişlerle aynı asitleme süresi uygulandığında, flor konsantrasyonu fazla olan dişlerin tutuculuk değerleri %40 oranında azalmaktadır. Bu yüzden flor konsantrasyonu fazla olan dişlerde yeterli tutuculuğun sağlanabilmesi için asitleme süresi artırılmalıdır (25).

Hirce ve ark (33) %2 oranında sodyum florür içeren %50'lik fosforik asit uygulamasının, %50'lik fosforik asidin tek başına uygulanmasına göre bağlantı kuvvetini bariz bir şekilde düşürdüğünü rapor etmişlerdir. Diğer yandan florlu profilaksi patlarının veya flor solusyonlarının asitleme sonrası kullanılmasının bağlantı kuvvetini anlamlı olarak etkilemediği yönünde de çalışmalar mevcuttur (34, 35).

2.2.3. Asit tipi, konsantrasyonu ve uygulama süresi

Braketlerin yapıştırılması öncesinde pürüzsüz olan diş yüzeyinde mekanik retansiyon alanı oluşturabilmek için minenin asitlenmesi gerekmektedir. Minenin asitlenmesi ile oluşan mikroporoziteler, rezinin mine yüzeyine tutunmasını sağlar, böylece mine ile rezin arasında mekanik bir bağlantı oluşur (25). Restoratif diş hekimliğinde mümkün olan en yüksek bağlantı kuvveti istenirken, ortodontik tedavide bağlantı kuvveti braketi diş üzerinde tutacak kadar yüksek, ancak tedavi bitiminde braketler çıkarıldıktan sonra kalan adezivin kolay temizlenmesine olanak sağlayacak kadar düşük olmalıdır.

Yapılan araştırmalara göre en yüksek tutuculuk değerleri (28 MPa) %37'lik veya %10'luk fosforik asit kullanımı ile sağlanmaktadır, fosforik asite alternatif olarak kullanımı denenen %10'luk maleik asit ile ise daha düşük tutuculuk değeri ölçülmüştür (18 MPa) (25).

%37'lik fosforik asit ile 15 ila 60 sn arası yapılan asitlemeler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır, 10 ile 30 sn arası asitleme süresi bağlantı kuvvetini etkilemezken, asitleme süresi 10 sn altına düştüğünde bağlanma kuvveti belirgin olarak azalmaktadır (<3MPa) (25).

Wang ve Lu (36) genç mine yüzeyi için asitleme süresini 15 sn olarak tavsiye etmişlerdir.

Sadowsky ve ark. (37) braketlerin tutuculuğu açısından asit konsantrasyonları ve süreleri arasında fark görmemiş, asitleme süresi ve konsantrasyonu minimumda tutmayı önermişlerdir.

Bin Abdullah ve Rock (38) yaptıkları araştırma sonucunda rutin yapıştırma prosedüründe 15 sn asitlemenin yeterli olacağını, ancak braketler 5 dakika içerisinde ligatüre edilecekse asitleme süresinin 30 sn'ye çıkarılmasını önermişlerdir.

Osorio ve ark (39) çalışmalarında 15 sn ve 60 sn asit uygulamasını karşılaştırmış, 15 sn asit uygulanan mine yüzeyinin daha pürüzsüz olduğunu, bağlanma kuvvetinin 60 sn asitlemeye göre belirgin şekilde düşük olduğunu bildirmiştir. Ancak 15 sn asitleme sonucu oluşan bağlanma kuvvetini klinik olarak yeterli bulmuş ve daha uygun olduğunu belirtmiştir.

Yapılan Scanning Electron Microscope (SEM) analizleri sonrası %37'lik fosforik asitin 30 sn uygulanmasının 15 sn uygulanmasına göre daha uygun olduğunu gösterilmiştir (25).

Uygulanacak asit, solüsyon veya jel formunda olabilir. Branström ve ark. (40) yaptıkları çalışma sonrasında asitin solüsyon veya jel formunda uygulanmasının yüzey pürüzlülüğü açısından fark yaratmadığını bulmuştur. Solüsyon formundaki asitin uygulanması ve çevre dokuların korunması daha zordur. Jel formundaki asit daha iyi bir kontrol sağlar.

Son dönemlerde klinikte yaygın kullanım alanı bulan kendinden asitli primerler (Self-etch primer (SEP)), asitleme ve primerleme işlemini yıkama ve kurutma olmaksızın aynı anda yaparak uygulama basamaklarını ve hasta başında geçirilen süreyi azaltmaktadır. İlk kullanılan SEP sistemleri yetersiz bağlanma kuvveti

gösterse de son yapılan çalışmalar SEP sisteminin yeterli bağlanma kuvvetine sahip olduğunu göstermiştir (41, 42).

2.2.4. Yapıştırıcı ile ilgili faktörler

Ortodontik ataşmanları diş üzerine yapıştırmak için kullanılan materyallerin bağlantı kuvveti arttıkça ortodontik tedavinin başarısı da artacaktır. Braketlerin dişlere yapıştırılmasında geçmişten günümüze akrilik, epoksi rezin, epoksi akrilat, flor salan cam iyonomer simanlar, rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve rezin adezivler kullanılmıştır.

2.2.4.1 Cam İyonomer Simanlar (CIS)

Cam iyonomer simanlar (CIS) diş hekimliğinde ilk olarak 1972 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Flor salma özellikleri ile diş minesinde oluşan demineralizasyonu inhibe ederler, bu nedenle özellikle ortodontik bantların yapıştırılmasında tercih edilmişlerdir. 1990'larda ilk kez braketlerin diş yüzeyine yapıştırılmasında kullanılmışlardır.

Cam iyonomer simanın kimyasal kompozit yapıştırıcı ile karşılaştırıldığı bir çalışmada, sıyırma testlerinde en düşük bağlanma kuvvet değeri cam iyonomer simanla yapıştırılan braketlerde görülmüştür ve araştırmacılar cam iyonomer simanın klinik olarak yeterli tutuculuk değerine sahip olmadığını bildirmişlerdir (43).

Öte yandan Bishara ve ark (44) yaptıkları çalışmada CIS ile kompozit rezinleri karşılaştırmıştır. CIS ile yapıştırılan braketler 30 dk sonrasında kompozit rezinlere göre belirgin derecede düşük bağlanma kuvvet değerleri gösterse de, 24 saat sonra ölçülen bağlanma kuvvetleri değerlendirildiğinde CIS'ların bağlanma kuvvet değerlerinde artış görülmüştür. CIS'ların klinik kullanım için uygun olabileceğini belirtmişlerdir.

2.2.4.2 Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCIS)

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCIS) mine yüzeyi ile hem kimyasal hem de mikromekanik olarak bağlanmaları sayesinde geleneksel CIS'lara göre üstün konumdadırlar. Asit-baz reaksiyonu yanında, ışıkla sertleşen türlerinde fiziksel

olarak güçlendirilmiş ve kırılmaya karşı dirençleri artırılmış da olsa ortodonti kliniğinde sıklıkla sadece ortodontik bantların yapıştırılmasında kullanılmış, braket yapıştırılmasında ise bağlantı kuvvetlerinin zayıf olması nedeni ile tercih edilmemişlerdir. RMCIS'ların bağlanma kuvvet değerleri 24 saat sonunda iki katına çıkmaktadır, bu yüzden yapıştırıcı olarak kullanıldığı durumlarda ark telinin 24 saat sonra uygulanması tavsiye edilmektedir (45).

2.2.4.3 Rezin Simanlar (Kompozit Rezinler)

Kompozit rezinler polimerizasyon mekanizmalarına göre 3 gruba ayrılırlar; kimyasal olarak polimerize olan, ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan kompozitler.

Direkt yapıştırma tekniğinde uzun yıllar boyunca kimyasal olarak sertleşen rezinler kullanılmıştır, bu rezinlerin en önemli dezavantajı kısa çalışma süreleridir. Bunun yanı sıra, karıştırılmaları sırasında meydana gelen hava kabarcıklarının diş-braket bağlantısını zayıflattığı da bildirilmiştir (46).

Işıklı sertleşen rezinler ise kullanım kolaylığı, zaman kısıtlaması olmaması, sertleşmelerinin kontrol edilebilir olması ve ark telinin hemen ligatüre edilmesine olanak sağlayacak kuvvetli bir bağlantı sağlaması gibi sebepler ile sıklıkla tercih edilmektedir.

Kompozit rezinlerin bağlanma dayanımlarının sertleşme yöntemine göre değişip değişmediği üzerine araştırmalar mevcuttur. Kimi araştırmacılar kimyasal, ışıkla veya çift yönlü sertleşme yöntemleri arasında fark bulamazken (47-49), bazı araştırmacılar da kimyasal yolla sertleşen rezinlerin ışıkla sertleşenlere göre daha yüksek kopma dayanımı olduğunu göstermiştir (50). Wang ve Meng (51) ise tam tersi, ışıkla sertleşen kompozitin kimyasal yolla sertleşene göre daha fazla kopma dayanımı gösterdiğini bulmuştur.

2.2.5. Işık Kaynağı

Braketlerin tutuculuğu ışık kaynağının tipine, ışınlama süresine ve ışığın yönüne göre değişmektedir. Hasta başında geçirilen zamanın azaltılması için yıllar içinde daha güçlü ışık kaynakları geliştirilmiştir.

2.2.5.1. Halojen Işık Kaynakları

Halojen ışık kaynakları diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan ışık kaynaklarıdır. Halojen ışık kaynakları 380 – 520 nm dalga boyları arasında mavi ışık üretir. Halojen ışık kaynaklarına elektrik enerjisi verildiğinde içerisindeki ince tungsten filament ısınarak ışık üretimi sağlar, cihaz içindeki filtreler sadece mavi ışığın geçişine izin verirler. Cihazın çalışması sırasında ortaya çıkan yüksek sıcaklık nedeniyle ampul, yansıtıcı ve filtreler bir süre sonra özelliğini kaybeder bu yüzden cihazın parçaları ve ışık verimi düzenli olarak kontrol ve kalibre edilmelidir.

Halojen ışık kaynakları ile ortodontik kompozit rezinler 20 saniyede polimerize edilebilir, rezin modifiye cam iyonomer simanlar için bu süre 40 saniyedir. Bu uygulama sürelerinin kısaltılması için hızlı halojenler geliştirilmiştir. Bu sistemde geleneksel halojenlere göre daha yoğun ışık çıkışı mevcuttur, bu ışık çıkışı yüksek performanslı lambalarla veya ışığı daha küçük bir alana yoğunlaştıran turbo uçlarla elde edilir. Buna bağlı olarak polimerizasyon süresi geleneksel halojenlere göre yarıya iner.

Halojen ışık kaynakları düşük maliyetleriyle en sık kullanılan ışık kaynağıdır. Ancak filtre tekniği ve ısıl sorunlardaki kısıtlamalar geliştirilmelerini engelleyen en önemli sorunlardır (52-54).

2.2.5.2 Argon Lazerler

Işık uygulama süresini azaltan argon lazerler 1980'li yılların sonunda kullanıma girmiştir. Argon lazerler, 457-502 nanometre (nm) dalga boyunda gözle görülebilir spektrumda, devamlı ışık veren lazerlerdir. Işığı paralel olarak verdikleri için artan mesafelerde de ışığın yoğunluğu ve gücü korunur (52-54). Ayrıca argon lazerin mine demineralizasyonunu azaltabileceği gösterilmiştir (55).

Argon lazerler ile doldurucu rezinler 10 saniyede, doldurucu içermeyen rezinler 5 saniyede polimerize edilebilirler. Ancak bu cihazlar; maliyetlerinin yüksek, boyutunun büyük olması ve aktif soğutma ihtiyacından dolayı kablosuz üretilmemesi gibi dezavantajları yüzünden ortodontide yaygın kullanım alanı bulamamıştır (52).

2.2.5.3. Plazma Ark Işık kaynakları

1990'lı yıllarda piyasaya sürülen plazma ark ışık kaynaklarında iki elektrot arasında yüksek akımlı elektrik geçişi ile plazma oluşarak; ultraviyole, görünür ve kızılötesi ışık üretimi olur. Halojen lambalarda olduğu gibi oluşan ışık filtre edilir ve 430-490 nm dalga boyunda ışık üretilir. Halojen lambalar ile 20 saniyede elde edilen polimerizasyon bu cihazlar ile 3-5 saniye arasında sağlanır. Cihazla elde edilen yüksek yoğunluktaki ışığın pulpaya zarar verme ihtimali üzerinde durulmuştur. Ancak halojen, LED ve plazma ark ışık kaynakları karşılaştırıldığında plazma ark ışık kaynağının yaydığı ısı daha fazla olmasına rağmen, her üç tip ışık kaynağında da ısı artışı pulpanın sağlığı için kritik değer olan 5,5°C'yi geçmemiştir (52-54).

Cihazların pahalı olması ve kablosuz olarak üretilmemeleri dezavantajlarındandır.

2.2.5.4. Light Emitting Diode (LED) ışık kaynakları

İlk olarak 1995 yılında, ışıkla sertleşen kompozit rezinlerin polimerizasyonunda geleneksel halojen ışık kaynağı ile yaşanan problemlerin üstesinden gelmek amacı ile kullanılmaya başlanmıştır. 455-486 nm aralığında mavi ışık üretir, görünür ışık yayar ve filtreye ihtiyaç duymaz, düşük voltajda çalışabilir, ısı üretmez, ekonomik ve uzun ömürlüdür, pil gücü ile şarj edilebilir ve kablosuz olduğundan kolaylıkla taşınabilir, diğer ışık kaynaklarına göre daha sağlam ve daha az kırılabilir yapıdadır. Polimerizasyon için önerilen süre metal braketler için 10 saniye seramik braketler içinse 5 saniyedir (52).

Halojen, plazma ark ve LED ışık kaynakları kullanılarak, ön grup dişler üzerinde metal braketlerin tutuculuğunun incelendiği bir çalışmada, LED ve halojen ışık 20 saniyede yeterli polimerizasyonu sağlamıştır. Plazma ark ışığı ve 10 saniye uygulanan LED arasında anlamlı fark bulunamamıştır, ancak bu iki grup 20 saniye uygulanan halojen ve LED'e göre polimerizasyonda daha başarısızdır (56).

Başka bir çalışmada yeni bir yüksek güçlü halojen lamba ile plazma ışığı karşılaştırılmış, yüksek güçlü halojen lambanın polimerizasyon süresi bakımından etkili olduğu ve metal braketler için önerilen polimerizasyon süresinin 6 saniye olduğunu bulmuştur (57).

2.2.6. Klorheksidin

Asitlenmiş mineye adeziv uygulanmadan önce uygulanan klorheksidin bağlantı kuvvetini düşürürken, yapıştırma öncesi ve sonrası uygulandığında bağlanma kuvvetini etkilememektedir (25).

2.2.7. Braket Materyali ve Kaide Yapısı

2.2.7.1 Metal Braketler

Ortodonti pratiğinde en sık kullanılan metal braketler paslanmaz çelik braketlerdir. Estetik braketler karşısında görünüm olarak dezavantajlı olsa da retansiyon ve stabilitelerinin iyi olması, distorsiyona karşı dirençli olmaları gibi avantajları vardır. Paslanmaz çelik braketler dişe mekanik bağlantı ile bağlanır, bu yüzden braketin kaide yapısı tutuculuğu artıracak şekilde girintili bir formda olmalıdır. Braket taban formu dişeti kenarını izleyecek şekilde üretilmiş olmalıdır. Korozyon, nikel alerjisi olan hastalardan kullanımının kontrendike olması ve özellikle yetişkin hastaların estetik ihtiyaçlarını karşılamada yetersiz kalmaları dezavantajlarıdır. Korozyona uğrama dezavantajından dolayı son yıllarda titanyum gibi korozyona dirençli ve biyouyumlu braket materyallerine ilgi artmaktadır (24).

MacColl ve ark (58) 1998 yılında yaptıkları çalışmada 6,82 ve 12,35 mm² taban alanları arasında kopma direnci açısından anlamlı bir fark bulamamıştır. Braket taban alanı 6,82 ve 2,38 mm² aralığındayken ise bağlantı kuvvetinde azalma meydana gelmiştir. Araştırmacılar braket taban alanının 6,82 mm²'nin üzerinde olmasının bağlantı kuvvetine bir katkısı olmayacağını rapor etmişlerdir.

2.2.7.2 Plastik Braketler

Ortodontik tedavi gören erişkin hastaların sayısının artmasıyla estetik beklentiler de artmıştır, bu beklentileri karşılamak amacıyla plastik braketler üretilmiştir. Polikarbonat ve plastik şekillendirici tozdan üretilen plastik braketler estetik görünümü nedeniyle tercih edilse de, diş yüzeyine bağlanma kuvvetinin düşük olması, renklenme ve lekelenme problemleri, kolaylıkla kırılması ve deforme olması, braket slotlarının zamanla aşınması, ağız sıvılarını absorbe etmeleri, sürtünme katsayısının yüksek olması ve tork kuvvetlerine dayanıksız olması gibi dezavantajları

vardır (24). Ayrıca plastiğin bakteri birikimine ve S.mutans kolonilerinin üremesine daha yatkın olduğu da saptanmıştır (59).

Plastik braket tabanına yapıştırıcının tutunması temel olarak mekanik tutuculukla sağlanır. Bağlanma dayanımları düşük olan plastik braketlerin adezyon kuvvetini artırmak için taban kısmına girinti ve oluklar açılmıştır. Yeni nesil plastik braketlerde metal braketlere çok yakın bağlantı kuvvetleri elde edilmiştir (60). Sürtünme kuvvetinin azaltılması ve tork kuvvetlerine dayanıklılığın artırılması için metal slotlar yerleştirilmiştir. Harzer ve ark. (61) yaptıkları çalışmada metal slotlu plastik braketlerin tork dayanıklılığının yeterli olduğunu ancak uzun dönemde sorun oluşturabileceği bildirmiştir. Bu sebeple plastik braketler yetişkin hastaların kısa süreli ortodontik tedavisinde tercih edilebilir (24).

2.2.7.3 Seramik braketler

Plastik braketlerin dezavantajları nedeni ile 1980'lerde seramik braketler kullanıma girmiştir ve daha estetik görünümleri, boyanmaya ve deformasyona dirençli olmaları sebebi ile plastik ve metal braketlere alternatif olmuşlardır (62).

Seramik braketlerin diş yüzeyine tutunması için iki farklı mekanizma geliştirilmiştir. Bunlardan ilki braket tabanına girinti-çıkıntılar eklenmesi ile yapıştırıcı rezine mekanik bağlantı kurulmasıdır. Bir diğer yöntem ise kimyasal bağlantıdır. Seramik braketin kaide bölümüne cam ilave edilerek, bu cam yüzeye imalat aşamasında silan sürülür, silan da hem cam yüzeye hem de kullanılan herhangi bir akrilik yapıştırıcıya bağlanabilecek serbest moleküler uçlara sahiptir (63). Yapılan çalışmalar kimyasal olarak bağlanan seramik braketlerin mekanik olarak bağlanana göre daha yüksek bağlanma kuvvetine sahip olduğunu göstermiştir, bağlanma kuvvetinin fazla olması braket kopma bölgesinin mine-yapıştırıcı ara yüzeyinde olmasına neden olur, bu bölgede gerçekleşen braket kopmaları da mineye zarar verme olasılığını artırmaktadır (64, 65). Bu nedenle bazı üretici firmalar kimyasal tutuculuğun yan etkilerinden kaçınarak, mekanik tutuculuğu artırmak için braket tabanına oluk ve pürüzler eklemiştir.

Seramik braketlerin estetik ve yapısal üstünlüklerine rağmen dezavantajları da mevcuttur, braket kanatlarının veya kancalarının kırılması, braket slotunda

sürtünmenin fazla oluşu, braketlerin sökümü esnasında mine hasarı oluşumu, braketlere temas eden karşıt dişte aşınma veya kırılma bu dezavantajlardandır (62).

2.3. Demineralizasyon ve Remineralizasyon Mekanizması

Diş çürükleri; diyet, dental plak içindeki bakteriler ve diş faktörlerinin varlığında gerçekleşen multifaktöriyel bir olaydır. Dental plak içerisindeki mutans streptokokları (*Streptococcus mutans* ve *Streptococcus sobrinus*) ve laktobasiller asidojenik bakterilerdir. Bu bakteriler karbonhidratları fermente ederek laktik asit, asetik asit ve formik asit oluşturur. Oluşan asitler mine yapısındaki kalsiyum fosfat mineralinin çözünmesine yol açar. Eğer bu çözünme durdurulmaz ise çürük lezyonları oluşur. Fermente edilen karbonhidratların yan ürünü olarak ortaya çıkan asitler, plak içerisinden minenin porları arasına ilerler ve ayrılarak hidrojen iyonları oluştururlar. Bu hidrojen iyonları mineral yapıyı çözerek, kalsiyum ve fosfatı dişten serbestler. Oral pH normale döndüğünde ise kalsiyum ve fosfat iyonları tekrardan mine yapısına katılır. Bu süreç de remineralizasyon olarak adlandırılır. Ağız içerisinde demineralizasyon ve remineralizasyon doğal bir denge halinde birbirini takip eder. Ancak dental plak miktarındaki artış plak içerisinde bulunan bakteri miktarının da artmasına sebep olur. Çoğalan bakteriler plak içerisindeki karbonhidrat miktarını da artırır, bu da plak yapışkanlığında artışa sebep olur. Artan plak yapışkanlığı tükürüğün plağı etkin olarak temizlemesini engeller ve plak daha asidik hale gelir. Plak pHsının tekrarlayan aralıklarla 1-3 dakikalık süreyle 5'in altına düşmesi mine demineralizasyonları ve diş çürüğü oluşumuna neden olabilir. Bu çözünmenin devam etmesi durumunda demineralizasyon gözle görülür hale gelerek beyaz nokta lezyonları oluşur (66).

Beyaz nokta lezyonları mine çürüklerinin öncüsüdür. Erken mine çürüklerinin beyaz görüntüsü yüzey/yüzey altı mineral kaybına bağlı olarak oluşan optik bir olgudur. Erken kristal çözünmesi yüzey altında demineralizasyon ile başlayarak mine prizmaları arasında porlar meydana getirir. Etkilenen alanın ışığı kırma/yansıtma özelliği farklılaşarak daha opak bir mine görünümüne neden olur, bu opak görünüm minenin kurutulması ile daha da belirginleşir (3, 67).

2.4. Sabit Ortodontik Tedavi ve Demineralizasyon

Sabit ortodontik tedavide sıklıkla karşılaşılan sorunlardan biri demineralizasyonlardır. Braket çevresinde ince beyaz çizgiler ve beyaz nokta lezyonları olarak izlenen demineralizasyonlar kimi durumlarda remineralize olarak normal veya kabul edilebilir görünüm kazanabilirken, bazı lezyonlar kalıcı hale gelerek estetik olarak kabul edilemez bir görünüm oluşturur. İlerlemiş lezyonlarda ise restorasyon ihtiyacı dahi doğabilir (2). Yapılan araştırmalara göre ortodontik tedavi gören bireylerde, tedavi göremeyen bireylere göre daha fazla demineralizasyon gözlenmektedir (3, 68).

Ağız içerisine yerleştirilen ortodontik apareyler yeni retansiyon alanları oluşturarak özellikle kooperasyonu zayıf hastalarda plak birikimini artırır. Plak birikiminin artması mutans streptokokları ve laktobasillerin sayısında artış meydana getirir (6, 69). S.mutans miktarı ortodontik tedavi süresince 5 kata kadar artabilir, tedavi bitiminden 6-15 hafta sonra bu seviye belirgin olarak azalarak kontrol grubu değerlerine gelmektedir (69).

Braket çevresinde kalan yapıştırıcı artıkları, tükürük akış hızı ve kompozisyonu, minenin mineral içeriği ve aparey tasarımı beyaz nokta lezyonlarının oluşumunda rol oynayan faktörlerdendir (70).

Tedavi başlangıcında minenin asitlenmesi, söküm esnasında braketlerin mineden ayrılması ve mine yüzeyinde kalan yapıştırıcının temizlenmesi sırasında meydana gelen mine dış yüzeyindeki kayıplar yüzeyi demineralizasyona yatkın hale getirir.

Beyaz nokta lezyonları ortodontik tedavi gören hastalarda 4 hafta gibi kısa bir sürede oluşabilmektedir (8, 10). Gorelick ve ark. (3) tedavi sonrası braketi çıkarılmış olan 2211 diş üzerinde yaptığı çalışmada hastaların %49,6'sında en az bir dişte beyaz nokta oluşumu gözlemlenmiş, hastaların %10,8'inin ise birden fazla beyaz noktası olduğunu bildirmiştir. Bu oranı tedavi edilmemiş kontrol grubunda %24 olarak bulmuştur.

Beyaz nokta lezyonlarının lokalizasyonlarını inceleyen birçok çalışma yapılmıştır. Mizrahi (4) 1982 yılında yaptığı çalışmasında ortodontik tedavi sonrası

demineralizasyonların çoğunun dişin fasiyal yüzeyinde, servikal ve orta üçlüde görüldüğünü bildirmiştir. 1983'te yaptığı diğer bir çalışmada, demineralizasyonların en sık maksiller ve mandibular molarlarda görüldüğünü, bunları maksiller kesicilerin izlediğini belirtmiştir (71). Sıklıkla etkilenen diğer bölgeler dişlerin servikal kenarları, gevşek molar bantlarının altı ve rezin-mine birleşimidir (10). Gorelick ve ark. (3) özellikle üst yan kesici dişin labiogingivalinde beyaz nokta lezyonlarının sık görüldüğünü bildirmiş ve bunu dişin kronunun küçük olmasına ve braket-dişeti arası mesafenin temizlenebilirliğinin güçleşmesine bağlamıştır. Geiger ve ark. (5) demineralizasyonların üst ön ve alt arka bölgedeki dişlerde daha sık görüldüğünü bildirmiştir.

Braketlerin çıkarılmasından sonra lezyonlarda görülen iyileşmenin remineralizasyondan çok minede zamanla meydana gelen aşınmaya bağlı olduğu düşünülmektedir (72, 73). Başlangıç lezyonları florlu ortamda remineralize olabilir ancak ilerlemiş lezyonların minede etkiledikleri tabakalar daha derin olduğundan remineralizasyonları mümkün olmamaktadır. Bu yüzden ortodontik tedavide demineralizasyon oluşumu engellenmek ve remineralizasyon potansiyelini artırmak önemlidir.

2.5. Flor ve Dekalsifikasyonu Önleme Mekanizması

Florun diş çürüklerini önleyici etkisi üzerine yapılan çalışmalar uzun yıllardır devam etmektedir ve en fazla araştırılan konulardan biridir. Flor antikaryojenik etkisini bakteriyel metabolizmayı ve mine demineralizasyonunu inhibe ederek ve mine remineralizasyonunu artırarak gösterir.

Florun iyonize formu hücre duvarı ve membranını geçemez, ancak Hidrojen Florür (HF) formunda iken geçebilir. Bakterilerin asit üretimine bağlı olarak plak pH'sı düştüğünde plak içerisindeki flor hidrojen iyonları ile hızlıca birleşerek HF oluşturur ve hücre içerisine diffüze olur. Hücre içerisine girdikten sonra HF çözünerek bakterinin enzim aktivitesini engelleyen flor iyonları salınır. Bu inhibe edilen enzimlerden biri de enolazdır. Enolaz bakterilerin karbonhidrat metabolizmasında kullanılan bir enzimdir. Salınan flor iyonları hücre içinde tutulur ve miktarı giderek artar.

Demineralizasyon süresince dişin hidroksiapatit yapısındaki karbonat (CO₃) iyonları kaybolur ve remineralizasyon süresince yerine konur. Kalsiyum yönünden fakir, karbonat yönünden zengin kristal yapı asidik hidrojen iyonları saldırısına dirençsizdir. Florlu ortamda, flor iyonları dişin kristal yapısına girerek kendisine benzeyen hidroksil iyonu ile yer değiştirir ve aside karşı daha dirençli olan florapatit yapısını oluşturur. Flor iyonu, hidroksil iyonuna oranla apatit yapıya daha sağlam bağlanır, bu yüzden az sayıdaki flor iyonu bile kristal yapıya güç katar. Florapatit mine çözünürlüğüne karşı en güçlü yapı olarak kabul edilir ve miktarı ne kadar çok olursa minenin de asit ataklara karşı direnci o kadar fazla olur.

Ortamdaki pH'nın artması ile demineralizasyon durur ve remineralizasyon süreci başlar. Remineralizasyon, asit atağı ile kısmen demineralize olmuş alanlarda başlar. Flor, kristal yapıya absorbe olarak kalsiyum iyonlarını da yanına çeker, bunu fosfat iyonları izler ve yeni mineral yapı oluşumu görülür. Topikal olarak uygulanan flor kısmen demineralize olmuş minenin yüzeyaltı kristallerindeki remineralizasyonu hızlandırır, yeni oluşan kristal yapı asit ataklarına karşı daha dirençlidir (74).

Mine yüzeyindeki sığ çürüklerde remineralizasyon olayı etkin bir şekilde gerçekleşir. Ancak ilerlemiş lezyonlarda tamamen remineralizasyonu sağlamak zorlaşmaktadır. Flor yüksek konsantrasyonlarda uygulandığında mine yüzeyine çökelerek yüzeyi aşırı mineralize eder (hipermineralizasyon) ve alt tabakalara inemez. Bu durumda beyaz nokta lezyonlarının yüzey altında demineralize doku varlığı devam eder. Bu yüzden topikal flor uygulamalarının sık sık ancak düşük yoğunlukta uygulanması daha faydalıdır (75).

Florun sistemik ve topikal olarak uygulanması mümkündür. Sistemik flor uygulamaları; içme sularının florlanması, sofraya tuzlarına flor eklenmesi, flor içeren pastil, damla ve tabletlerdir. Topikal flor uygulamaları olarak ise; jeller, solusyonlar, patlar, cilalar, vernikler, flor içeren simanlar, restoratif materyaller, gargaralar, diş macunları, sakızlar ve diş ipleri sayılabilir (76).

2.6. Ortodontik Tedavide Flor Uygulamaları

2.6.1. Flor içeren ağız gargaraları

Florlu gargara kullanımında amaç tükürükte bulunan serbest flor miktarını belli bir seviye üzerinde tutabilmektir, gargara kullanımını takiben bu seviyenin birkaç saat boyunca artmış düzeyde kaldığı bildirilmiştir. Konsantrasyon bakımından gargaralar düşük potansiyelli sodyum florür içeren (%0,05'lik) ve yüksek potansiyelli sodyum florür içeren (%0,2'lik) gargaralar olmak üzere ikiye ayrılır. Düşük potansiyelli olanlar günlük, yüksek potansiyelli olanlar ise haftalık kullanım için önerilmektedir (77).

Ortodontik tedavi sırasında ise sıklıkla %0,5'lik sodyum florürlü gargara kullanımı önerilmektedir. Ancak gargaraların etkinliği ortodontik tedavi görmeyen hastalarda yüksek olsa da, ortodontik tedavi sırasında kullanımının etkinliği konusunda yeterli kanıt yoktur. Gargaraların beyaz nokta lezyonlarının önlenmesinde başarılı olabilmesi için düzenli kullanımı şarttır, ancak bu konuda hasta uyumunun genelde zayıf olduğu bildirilmiştir (78).

2.6.2. Flor içeren diş macunları ve jeller

Diş macunlarının içeriğinde sodyum florür, monoflorofosfat, stannöz florür, amin florür veya bunların kombinasyonları bulunur. Ortodontik tedavi gören hastalarda çürük riski fazla olduğundan %0,1'in altındaki flor içeriğine sahip diş macunları önerilmemektedir çünkü çürük riskine karşı belli bir miktarda flor iyonunun mine remineralizasyonunu desteklemesi gerekir. Çürük önleyici aktivitesine ek olarak stannöz florür bakteri plağının diş yüzeyine tutunmasını azaltarak plak önleyici etki de gösterir, ayrıca içerisindeki kalay atomları sukrozun bakteri hücresi içine alınımını engelleyerek asit üretimini azaltır (79).

Geleneksel florlu diş macunlarının (1000 ppm (parts per million)) etkinliği genel olarak kabul görse de, daha yüksek oranda flor içeren (1500 – 5000 ppm) diş macunlarının demineralizasyonu azaltma ve remineralizasyonu artırma başarısı daha yüksektir. (78).

Dişlerin günde 2 defa florlu diş macunu ile fırçalanmasını takiben macunun 30 saniye çalkalanmadan ağızda tutulması ve sonrasında 2 saat yeme-içmeden kaçınılmasının ortodontik hastalarda çürük insidansını azalttığı gösterilmiştir (78).

Gorelick ve ark. (3) diş macunlarının tek başına çürükten korunmada yeterli olmayacağını belirtmiş ve ortodontik tedavi boyunca diş macununa ek olarak florlu gargara kullanımını önermiştir.

2.6.3.Flor içeren cilalar

Florlu gargara ve macunların mine demineralizasyonunu azalttığı yaygın olarak kabul edilmiştir. Ancak bu metodların başarılı olabilmesi için hasta kooperasyonuna ihtiyaç vardır. Geiger ve ark (11) florlu gargara kullanımını inceledikleri çalışmalarında hastaların %50'sinde uyumun yetersiz olduğunu bildirmişlerdir. Yine Geiger ve ark (5) hastaların sadece %13'ünde kendi başına oral hijyen sağlama uyumunun iyi olduğunu, diğer hastaların ise uyumunun az ya da tamamen uyumsuz olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle hasta uyumundan bağımsız olarak uygulanabilen korunma yöntemleri hekimler tarafından daha çok tercih edilmeye başlanmıştır.

Florlu cilalar ile hasta kooperasyonuna ihtiyaç duymadan, rutin ortodontik kontrol seanslarında yüksek konsantrasyonlarda flor uygulanabilir. Ancak, florlu cilalar yalnızca kliniklerde uygulanabildiğinden uygulama sıklığı konusunda kısıtlamalar mevcuttur. Ayrıca tekrarlanan uygulamalar hasta için fazladan maliyet oluşturur ve uygulayıcıya da fazladan zamana mal olur. Cila uygulaması ayrıca sıklıkla dişlerde ve dişetinde geçici renklenmeye sebep olur. Ancak tüm bu dezavantajlarına karşın, flor içeren cila kullanımının ortodonti hastalarında mine demineralizasyonu azalttığı rapor edilmiştir (8, 79), çürük riski yüksek olan hastalarda en azından ön dişlerde cila uygulaması yapılması tavsiye edilir. Florlu cilaların avantajlarından biri de plak varlığında da uygulanabilmesidir. Bu sayede çürük riski yüksek hasta grubuna flor cilası uygulaması hasta başında geçirilen süre azaltılarak daha sık aralıklarla yapılabilir (78).

2.6.4. Flor içeren elastomerik ligatürler

Günümüz ortodonti pratiğinde elastomerik ligatür ve zincirler yaygın olarak kullanılmaktadır. Plastik deformasyonunun fazla olması ve uygulanan kuvvetin kısa süre içerisinde büyük bir kısmını kaybetmesi gibi dezavantajlarına karşın ucuz olmaları ve kullanım kolaylığı sağlamaları nedeni ile klinik kullanımda tercih edilirler (12, 13).

Elastomerik ligatür ve zincirlerin flor salınımı ilk 24-48 saat içinde yüksek olup zamanla logaritmik olarak azalmaktadır. Çalışmalar, total flor içeriğinin %85'inin yerleştirildikten 14 gün sonra kaybedildiğinin ve ideal sonuç için elastomerlerin bu süre dolunca yenilenmesi gerektiğini göstermiştir (12, 13).

2.6.5. Flor içeren yapıştırıcılar

Özellikle uzamış ortodontik tedavilerde hastalarda çürük riski artmaktadır, bu yüzden braket tabanı çevresinden ağız içerisine sürekli flor salınımı yapabilecek yapıştırıcı sistemlerin önemi büyüktür. Bunu sağlamak için flor içeren bonding ve yapıştırıcılar kullanılmaya başlanmıştır.

Flor salan kompozit rezinler, cam iyonomerler ve rezin-modifiye cam iyonomerler demineralizasyonu azaltmak için kullanılan ve hasta kooperasyonu gerektirmeyen yapıştırıcılardır.

Cam iyonomer simanların diş dokusuna kimyasal olarak bağlanabilme ve flor salınımı yapabilme özelliklerinden dolayı braket yapıştırılmasında kullanımı denenmiştir. Bu materyalin topikal olarak uygulanan floru abzorbe etme ve sonrasında uzun dönemde tekrar ağız içerisine salma özelliği bulunmaktadır. Ayrıca daha az mine hasarı oluşturması ve braket sökümünün kolaylaşması gibi avantajları vardır ancak cam iyonomer simanların bağlanma dayanımının kompozitlere göre daha düşük olduğu bildirilmiştir (80, 81).

Cam iyonomer simanların bağlantı kuvvetini artırmak için içerisine rezin eklenerek rezin modifiye cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir. Resin modifiye cam iyonomerlerin flor salma özellikleri cam iyonomer simanla benzerdir. Yapılan çalışmalar rezin modifiye cam iyonomer simanların bağlantı kuvvetinin arttığını ve

braketlerin yapıştırılmasında başarıyla kullanılabileceğini göstermiştir (82, 83). Ancak, çoğu rezin modifiye cam iyonmer siman tamamen ya da kısmen kimyasal olarak polimerize olur, bu da daha uzun çalışma zamanı ve hasta başında geçirilen sürenin artması anlamına gelmektedir, bu da klinik kullanımını zahmetli ve idealden uzak kılar.

Kompozitlerin yapısına flor eklenilerek demineralizasyonu önleme yönünde de çalışmalar yapılmıştır. Florlu kompozitlerin flor salınımı ve bağlantı kuvvetleri hakkında pek çok çalışma mevcuttur, bazı çalışmalarda florlu kompozitler demineralizasyonu önlemede etkili bulunmuş (84, 85), bazı araştırmacılar ise aksini savunmuştur (86, 87).

Genellikle kompozitlerin oldukça kısa süreli ve az miktarda fluorür serbestledikleri belirtilmiştir (80, 87, 88). Bunun yanında bir materyalin mine demineralizasyonunu engelleyebilmesinde retansiyon kuvvetinin flor salgılama potansiyelinden daha önemli olduğunu belirten araştırmacılar vardır (89).

Braketlerin yapıştırılmasında kompozit yapıştırıcılar klinik performansları nedeniyle daha fazla tercih edilmektedir, bu yüzden bu yapıştırıcılarla birlikte kullanılacak demineralizasyonu önleyici ajanlar geliştirilmiştir. Bu ajanlar bonding materyalleri ve yine primer olarak kullanılabilen yüzey örtücülerdir. Her iki grup da çalışmamızda bonding materyalleri başlığı altında değerlendirilecektir.

2.6.6. Flor içeren bondingler

Günümüzde bonding olarak sıklıkla bisphenol A glycidyl methacrylate (BIS-GMA) esaslı rezinler kullanılmaktadır. BIS-GMA, bis (4-hidroksifenil) dimetilmetan ve glisidilmetakrilatın reaksiyonundan oluşan bir üründür. Bonding materyallerinin kimyasal ve ışıkla sertleşen olmak üzere iki tipi mevcuttur.

İlk yapılan çalışmalarda rezin bondingler mine demineralizasyonu önlemede başarılı bulunurken (89, 90) , zamanla özellikle kimyasal olarak polimerize olan bondinglerin bazı dezavantajları ortaya çıkmaya başlamıştır. Bonding tabakasında oksijen inhibisyonuna bağlı olarak tamamen polimerize olamayan alanlar gözlenmiştir, oksijen ile temas sonucu bondingin ince bir tabakası baskılanmakta ve mine yüzeyini

izole etmede yetersiz kalmaktadır (88, 91). Bu nedenle firmalar doldurucu içeriği artmış ve oksijenin baskılandığı bir tabaka oluşturmayan bondinglerin geliştirilmesine ağırlık vermiştir.

Son yıllarda bonding materyallerinin etkinliğini artırmak için yapılarına flor eklenmesi gündeme gelmiştir. Flor içeren yüzey koruyucuların 17 hafta gibi uzun bir süre flor salgılamaya devam ettikleri bildirilmiştir (92). Flor içeren bonding ajanlarının kullanımının braket çevresindeki beyaz nokta lezyonu oluşumunu azaltabileceği gösterilmiştir (93).

Ortodonti pratiğinde, braketlerin yapıştırılmasında bonding uygulaması rutin bir basamaktır. Flor salan bondinglerin mine demineralizasyonu üzerine etkilerini inceleyen pek çok çalışma yapılmıştır (19, 94-96). Bu materyallerin demineralizasyonu önlemeleri kadar önemli bir nokta da yeterli bağlanma kuvvetine sahip olup olmadığıdır. Bu konuda da literatürde pek çok çalışma mevcuttur (14-20), ancak çalışmamızda kullanılan materyallerin birlikte kullanıldığı bir çalışmaya rastlanmamıştır. Yine termal döngü uygulamasının braketlerin bağlanma kuvvetini etkilediği gösterilmiştir (97, 98), ancak florlu bondinglerin bağlantı kuvvetini inceleyen pek çok çalışmada termal döngü uygulanmamıştır.

Bu çalışmanın amacı, ortodonti klinik uygulamasında sıklıkla kullanılan, flor içeren üç bonding ajanının bağlantı kuvvetinin, termal döngü uygulamasını takiben, konvansiyonel bir yapıştırıcı sistemle karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışmada Kullanılan Dişler

Çalışmamız öncesinde power analizi G*Power 3.0.10 programı kullanılarak yapıldı ve sonucunda kopma dayanımı parametresi için etki büyüklüğü 0,4334 ve SD:1,1 aldığımızda Power:0,80 ve α :0,05 için tespit edilen örneklem sayısı her grup için n:19 olarak saptandı.

Bu analiz dikkate alınarak çalışmamızda her grupta 21 adet olmak üzere 84 adet ortodontik amaçla çekilmiş insan küçük azı dişi kullanıldı. Dişlerin seçiminde hastanın yaşı, cinsiyeti, dişin hangi çeneden olduğu ve kaçınıcı premolar diş olduğu önemsenmedi. Çalışmaya dahil edilme kriterleri;

- Dişlerin ortodontik amaçla çekilmiş olması,
- Dişlerin periodontal amaçla çekilmiş olmaması,
- Dişlerin çürük, dolgu veya restorasyon içermemesi,
- Mine yüzeyinde kırık, çatlak veya davye izi olmaması
- Dişlerin vestibül yüzeyde malformasyon içermemesidir.

Çekilen dişlerin mine yüzeyleri stereomikroskop (Olympus, SZX10, Japan) ile deney öncesi 10x büyütme altında incelendi, kriterlere uymayan dişler elendi.

3.2. Çalışmada Kullanılan Dişlerin Saklanma Koşulları

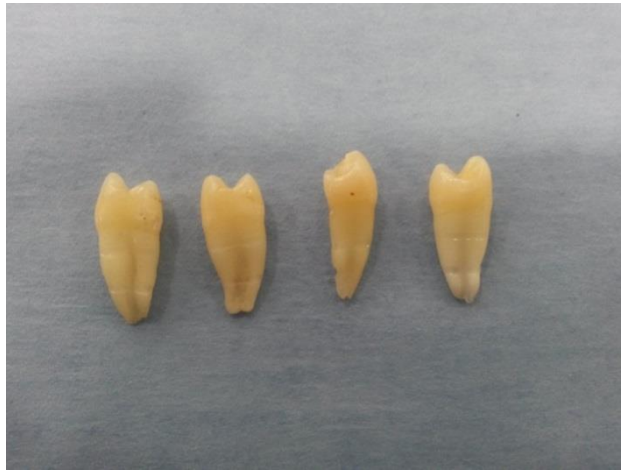
Dişler çekildikten sonra akan su altında yıkanarak organik kalıntılardan arındırıldı, mine yapısının bozulmaması ve bakteri üremesinin engellenmesi amacıyla %0,1'lik timol kristalleri (Resim 3.1) ilave edilmiş distile suda, koyu renkli cam şişelerde, oda sıcaklığında bekletildi. Solüsyonlar ayda bir yenilendi.



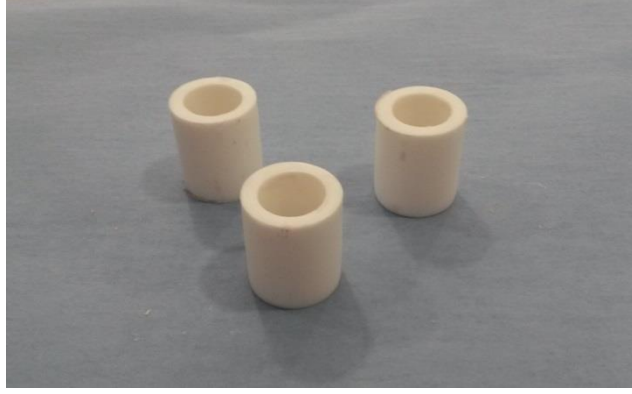
Resim 3.1: Timol kristalleri

3.3. Akrilik Blokların Hazırlanması

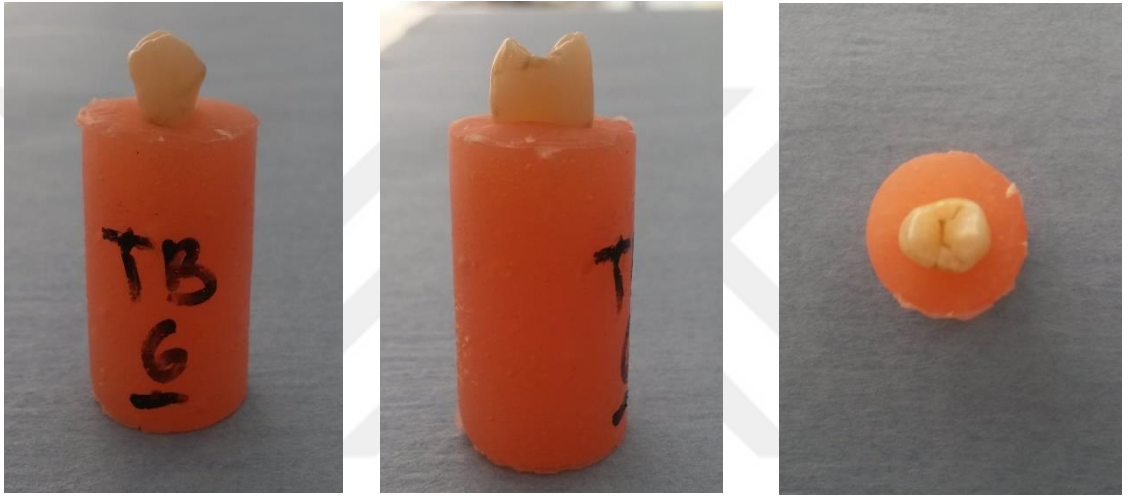
Timol solüsyonundan çıkarılan dişler yıkanıp kurutuldu ve akriliğe gömülmeden önce retansiyon sağlamak için kök yüzeyine elmas frez ile oluklar açıldı (Resim 3.2). Dişler, braketlerin yapıştırılması sonrasında test cihazına taşınabilmeleri amacıyla mine-sement birleşiminin 1 mm apikalinden, uzun aksları yere dik olacak şekilde akrilik bloklara gömüldü. Akrilik blokların hazırlanması için 25 mm iç çapında, 30 mm yüksekliğinde plastik silindirik kalıplar kullanıldı (Resim 3.3). Gömme işlemi öncesinde, akriliğin kolay çıkması için kalıpların içerisine vazelin sürüldü. Dişlerin kronlarına akrilik temas etmemesine dikkat edildi. Hazırlanan örnekler numaralandırılarak (Resim 3.4) kurumamaları için braketler yapıştırılana kadar distile su içerisinde bekletildi.



Resim 3.2: Kök yüzeylerine retansiyon olukları açılmış dişler



Resim 3.3: Akrilik blokların hazırlanması için kullanılan kalıplar



Resim 3.4: Akriliğe gömülmüş ve numaralandırılmış örnek

3.4. Çalışmada Kullanılan Braketler

Çalışmamızda 80 adet 0.018 inch slotlu Gemini (Monrovia, CA, USA) metal braket kullanılmıştır. Standardizasyonu sağlamak amacı ile tüm dişlere üst küçük azı braketleri yapıştırılmıştır. Üretici firmanın verdiği bilgiye göre Gemini (Monrovia, CA, USA) braketlerin ortalama taban yüzey alanı 9,61 mm²'dir.

3.5. Dişlerin Braket Yapıştırılması İçin Hazırlanması

Dişlerin vestibül yüzeyleri yumuşak kıl fırça ve flor içermeyen pomza kullanılarak mikromotor ile düşük devirde 15 saniye süre ile fırçalandı, 15 saniye süre ile yıkandı ve kurutuldu.

3.6. Braketlerin Yapıştırılması

Çalışmamızda kullanılan adezivin ve bonding materyallerinin özellikleri, içerikleri ve üretici firmaları Tablo 3.1’de özetlenmiştir.



	Özellik	İçerik	
Transbond XT	adeziv	Quartz silika, Bisfenol A diglisidil eter dimetakrilat, Bisfenol A bis (2-hydroxyethyl) dimetakrilat	3M Unite
Transbond XT Bond	primer	Metakrilolflorid-MMA kopolimer, HEMA	3M Unite
Clearfil SE Protect Bond	iki aşamalı self-etch bonding	Primer: MDPB,MDP,HEMA,su,hidrofilik dimatekrilat,inisiyatör Bond: HEMA, MDP,hidrofilik dimetakrilat,Bis-GMA,silika,NaF	Kuraray M
LED Proseal	sealant	Ethoxylated bisfenol A diakrilat,üreten akrilat ester,polyethyleneglycol diakrilat	Ultradent
Opalseal	primer ve sealant	Etil alkol,florid,HPMA	Reliance Ortho

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan adeziv ve bonding materyalleri

3.6.1 Transbond XT grubu

Kurutulan dişlerin bukkal yüzeylerine jel formunda %37'lik fosforik asit uygulandı, 30 saniye bekletildikten sonra 30 saniye su ile yıkandı ve 15 saniye hava şıngası ile kurutuldu.

Elde edilen tebeşirimsi beyaz yüzey üzerine ince bir tabaka halinde Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) adeziv primer sürüldü.

Braketlerin zeminine Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) adeziv pasta yerleştirildi, braketler diş yüzeyinde uygun pozisyona getirilerek bastırıldı, artık adeziv sond yardımıyla temizlendi. Braketler mezial ve distalden 10'ar saniye ışıklandı (Resim 3.5).



Resim 3.5: Transbond XT grubu asit + bond + kompozit

3.6.2. Clearfil SE Protect Grubu

Kurutulan dişlerin bukkal yüzeylerine jel formunda %37'lik fosforik asit uygulandı, 30 saniye bekletildikten sonra 30 saniye su ile yıkandı ve 15 saniye hava şıngası ile kurutuldu.

Elde edilen tebeşirimsi beyaz yüzey üzerine primer uygulanarak 20 saniye beklendi ve hava spreyi ile yavaşça kurutuldu, sonrasında bond uygulandı, hava spreyi ile hafifçe hava sıkıldı ve 10 saniye süre ile ışıklandı.

Braketlerin zeminine Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) adeziv pasta yerleştirildi, braketler diş yüzeyinde uygun pozisyona getirilerek bastırıldı, artık adeziv sond yardımıyla temizlendi. Braketler mezial ve distalden 10'ar saniye ışıklandı (Resim 3.6).



Resim 3.6: Clearfil SE Protect bond grubu asit + primer + bond + kompozit

3.6.3. L.E.D Proseal Grubu

Kurutulan dişlerin bukkal yüzeylerine jel formunda %37'lik fosforik asit uygulandı, 30 saniye bekletildikten sonra 30 saniye su ile yıkandı ve 15 saniye hava şıngası ile kurutuldu.

Elde edilen tebeşirimsi beyaz yüzey üzerine ince bir tabaka halinde L.E.D Proseal (Reliance Orthodontics, IL) sürüldü ve 20 saniye ışıklandı.

Braketlerin zeminine Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) adeziv pasta yerleştirildi, braketler diş yüzeyinde uygun pozisyona getirilerek bastırıldı, artık adeziv sond yardımıyla temizlendi. Braketler mezial ve distalden 10'ar saniye ışıklandı (Resim 3.7).



Resim 3.7: L.E.D Proseal grubu asit + bond + kompozit

3.6.4. OpalSeal grubu

Kurutulan dişlerin bukkal yüzeylerine jel formunda %37'lik fosforik asit uygulandı, 30 saniye bekletildikten sonra 30 saniye su ile yıkandı ve 15 saniye hava şırıngası ile kurutuldu.

Elde edilen tebeşirimsi beyaz yüzey üzerine ince bir tabaka halinde OpalSeal (Opal Orthodontic, Ultradent, South Jordan, UT, USA) sürüldü.

Braketlerin zeminine Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) adeziv pasta yerleştirildi, braketler diş yüzeyinde uygun pozisyona getirilerek bastırıldı, artık adeziv sond yardımıyla temizlendi. Braketler mezial ve distalden 10'ar saniye ışıklandı (Resim 3.8).



Resim 3.8: OpalSeal grubu asit + bonding + kompozit

Braket yapıştırılan dişler (Resim 3.9) 24 saat oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletildi.



Resim 3.9: Braket yapıştırılmış örnek

3.7. Çalışmada kullanılan ışık kaynağı

Çalışmamızda 3M Espe Elipar S10 (3M ESPE Dental Products, St Paul, Minn) ışık kaynağı kullanıldı. Cihazın ışık yoğunluğu 1200 mW/cm^2 , dalga boyu 430-480 nm dir. Her 20 braketlemeden sonra ışık yoğunluğu cihaz üzerine monte yoğunluk ölçer ile ölçüldü (Resim 3.10).



Resim 3.10: Çalışmada kullanılan ışık kaynağı

3.8. Termal Döngü

Braketler yapıştırıldıktan sonra tüm gruplar 24 saat boyunca oda sıcaklığında distile suda bekletildi. Sonrasında Bezmi Alem Vakıf Üniversitesi Araştırma Merkezi'nde bulunan termal döngü cihazı (SD Mechatronik Thermocycler THE-1100, Feldkirchen-Westerham, Germany) ile termal döngü uygulaması yapıldı (Resim 3.11). Örnekler 5°C ile 55°C sıcaklıktaki su banyolarına sıra ile 1000 kere batırıldı. Örneklerin her bir banyoda bekleme süresi 30 saniye, transfer süresi ise 5 saniye olacak şekilde ayarlandı.



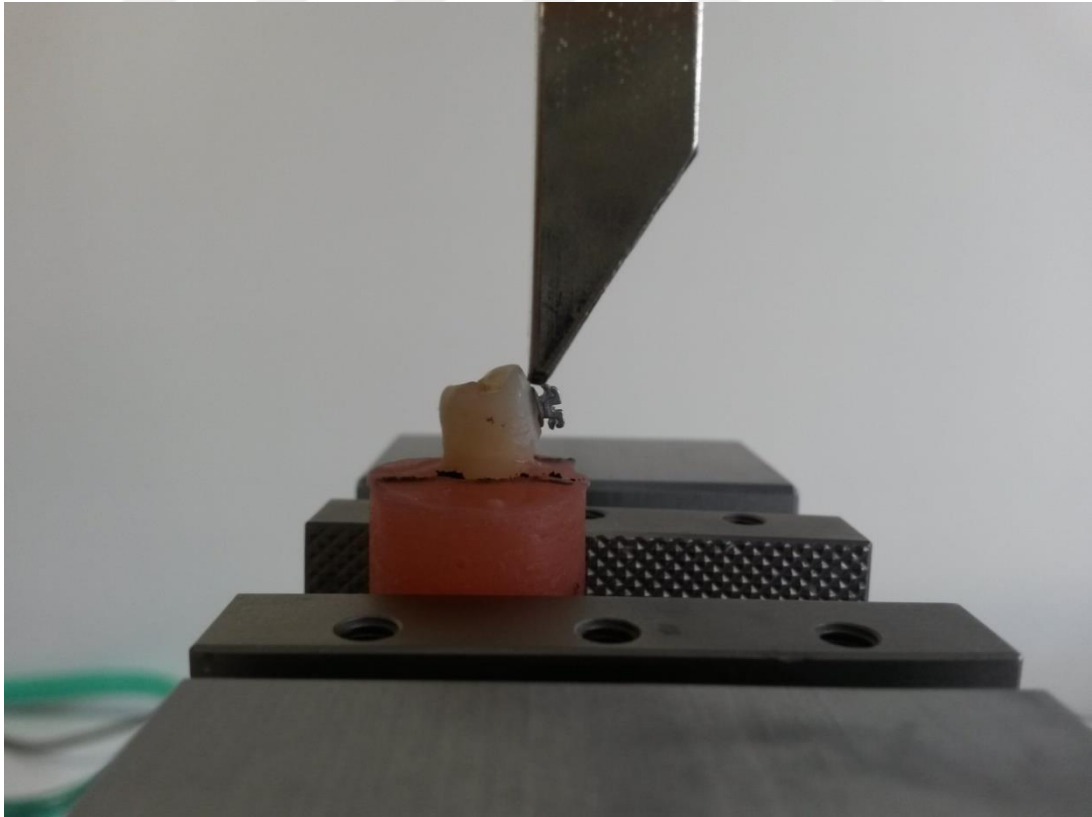
Resim 3.11: Termal döngü cihazı

3.9. Sıyırma Testlerinin Yapılması

Braketlerin sıyırma testleri Medipol Üniversitesi Kavacık yerleşkesinde bulunan Universal Test Cihazı (Shimadzu Autograph AGS-X, Japan) ile yapıldı (Resim 3.12). akrilik bloklar test cihazına sabitlendi. Test öncesi her bir braketin tabanı ile test cihazının yükleme ucunun paralelliği kontrol edildi (Resim 3.13). Dış-braket ara yüzeyine, braket ayrılana kadar 1mm/dakika hızla kuvvet uygulandı. Braketin kopma anındaki kuvvet cihaza bağlı bilgisayar yardımı ile Newton (N) cinsinden kaydedildi. Sonrasında sonuçlar kuvvet değerinin braket kaide alanına bölünmesiyle megapaskala (MPa) çevrildi.



Resim 3.12: Universal test cihazı



Resim 3.13: Diş-braket bağlantı yeri ile cihazın ucunun paralelliği her bir örnekte kontrol edildi

3.10. Yüzeylerin incelenmesi

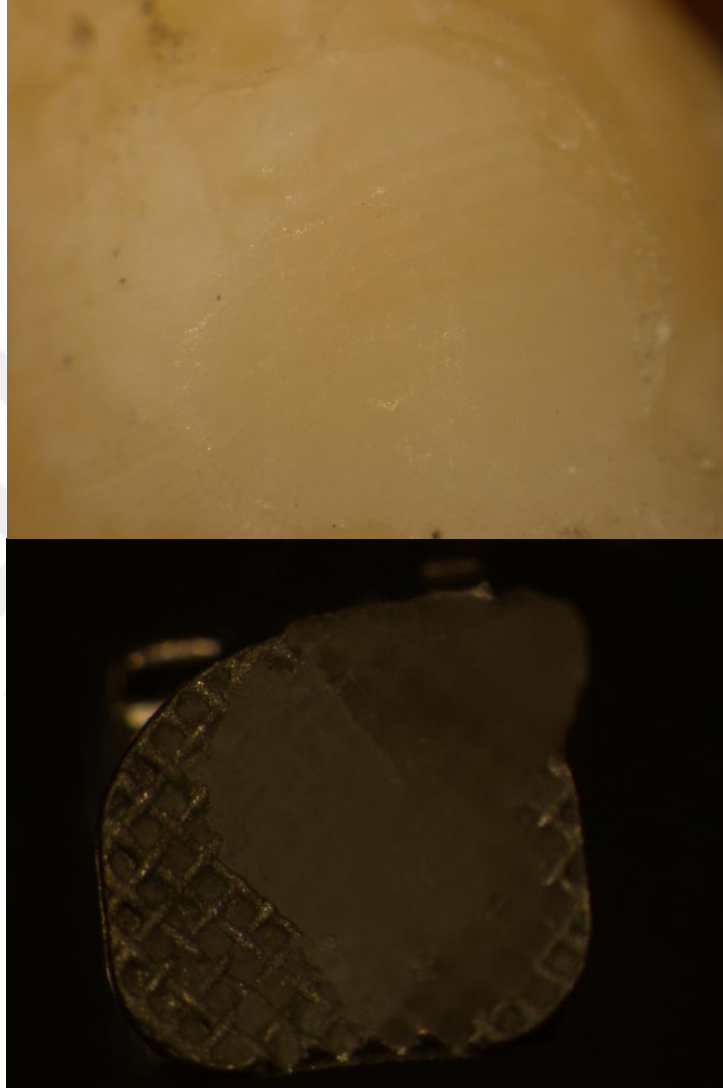
Sıyırma testleri tamamlandıktan sonra, dişlerin bukkal yüzeyleri 20X büyütme değerine sahip bir stereomikroskop (Olympus, SZX10, Japan) ile incelendi (Resim 3.14). Stereomikroskopa bağlı kamera ile dişlerin bukkal yüzeylerinin fotoğrafları çekilip kaydedildi (Resim 3.15 ve 3.16).

Dişlerin yüzeyinde kalan artık adeziv Artun & Bergland (99) tarafından tanımlanan Adhesive Remnant Index (ARI) (Artık Adeziv İndeksi) kullanılarak sınıflandırıldı. ARI skorlarına göre:

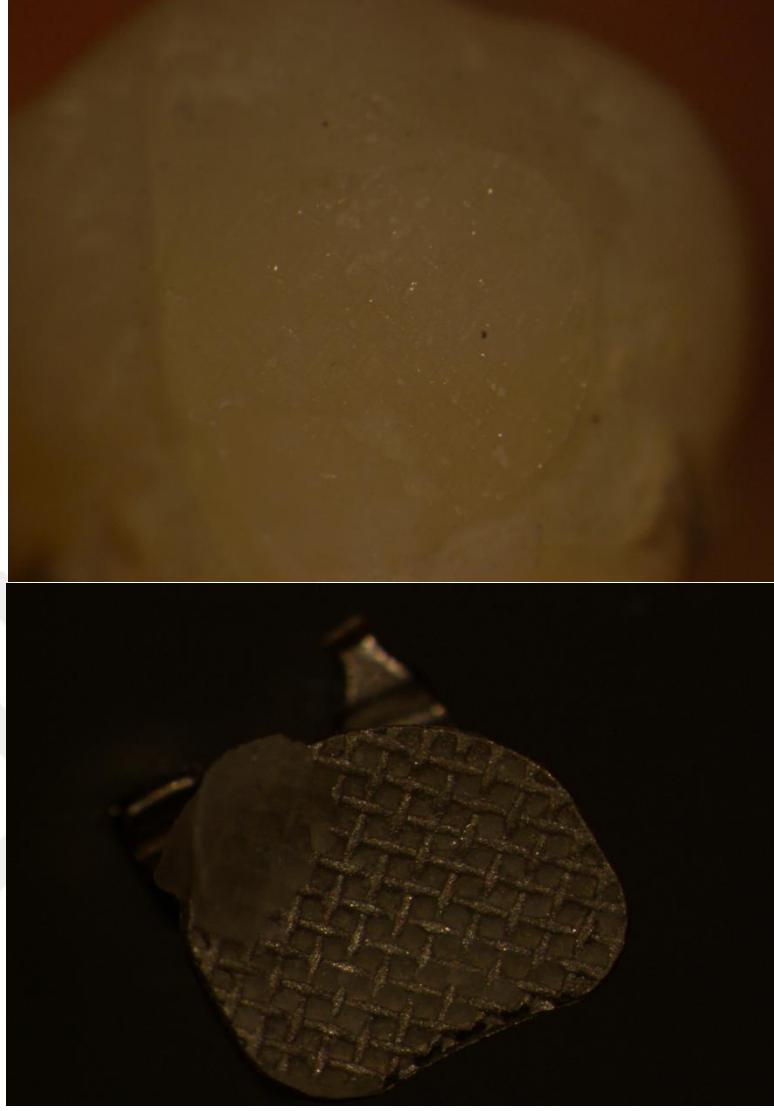
- 0: Diş üzerinde adeziv artığı kalmamıştır,
- 1: Adezivin %50'den azı diş üzerinde kalmıştır,
- 2: Adezivin %50'den fazlası diş üzerinde kalmıştır,
- 3: Tüm adeziv diş üzerinde kalmıştır.



Resim 3.14: Diş yüzeylerinin incelenmesinde kullanılan stereomikroskop



Resim 3.15: ARI 1 skoruna sahip diş ve braket yzeyi



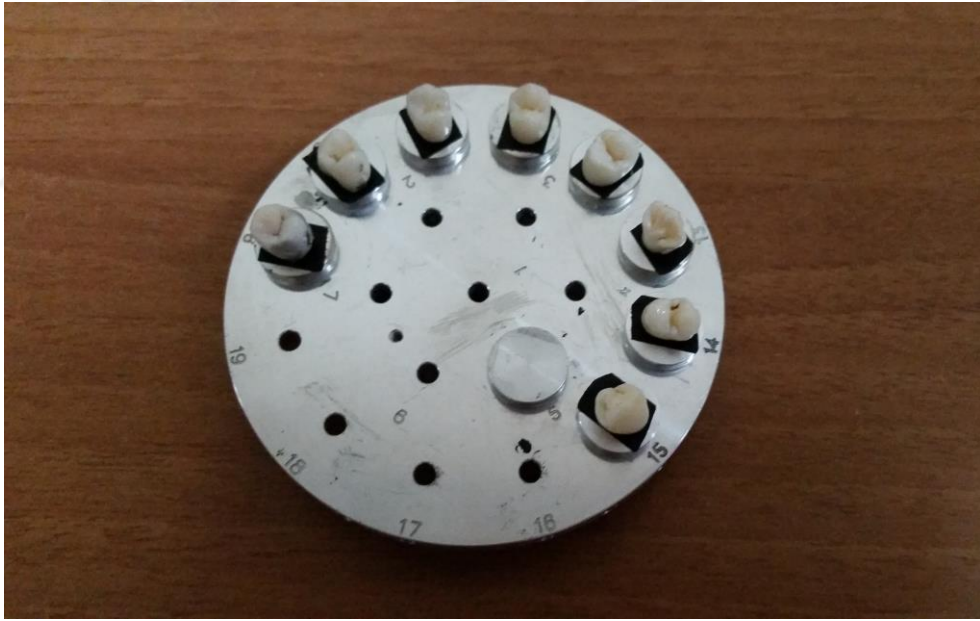
Resim 3.16: ARI 2 skoruna sahip diş ve braket yüzeyi

3.11. Scanning Electron Microscope (SEM) ile Yüzeylerin İncelenmesi için Örneklerin Hazırlanması

Her gruptan ikişer örnek alınıp Scanning Electron Microscope (SEM) (Taramalı Elektron Mikroskobu) incelemesi için hazırlandı. Dört adet akrilik blok içindeki dişlerin kronları vestibülden linguale doğru kole bölgesinden kesildi ve altın kaplanmak üzere kaplayıcı cihaza koyuldu (Quorum SC7620 Sputter Coater, , Quorum Technologies Ltd., East Sussex, UK) (Resim 3.17). Altın kaplama yapıldıktan sonra, örnekler mikroskoba yerleştirilmek üzere tabla üzerine sabitlendi (Resim 3.18). Mikroskoba yerleştirilen örneklerin kalan yapıştırıcının olduğu yüzeyinden görüntü alındı.



Resim 3.17: Altın kaplama cihazı



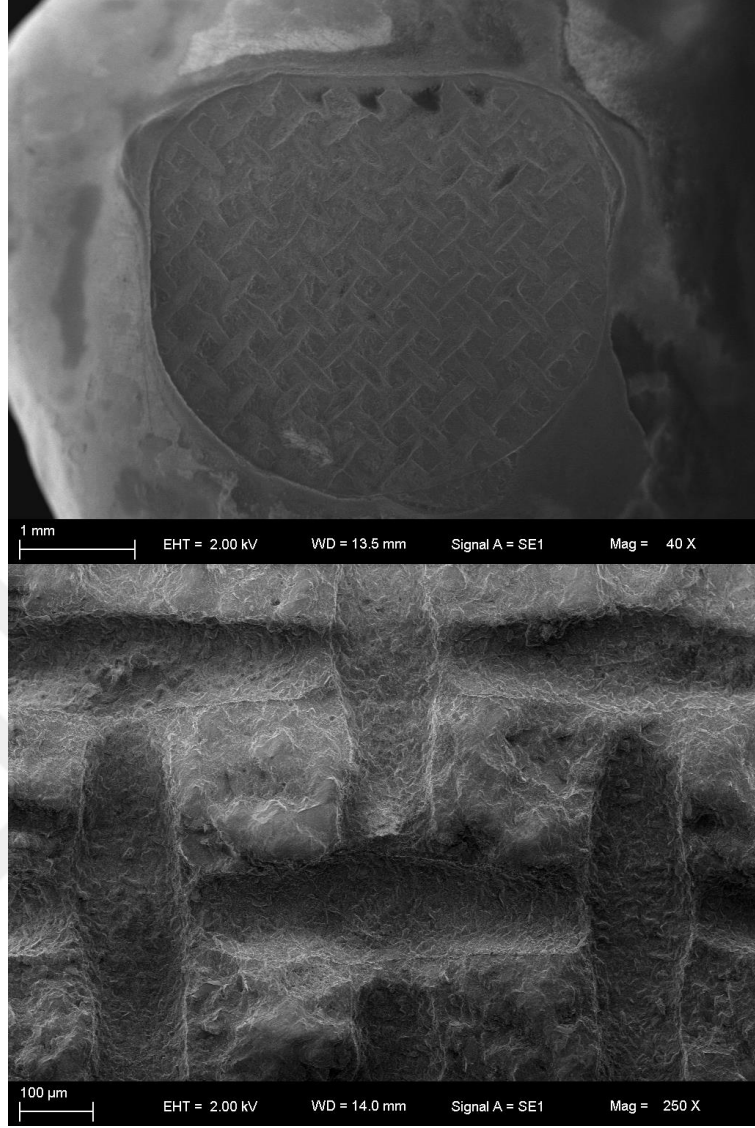
Resim 3.18: Mikroskopun tablasına sabitlenmiş örnekler

3.12. Örneklerin Scanning Electron Microscope (SEM) ile İncelenmesi

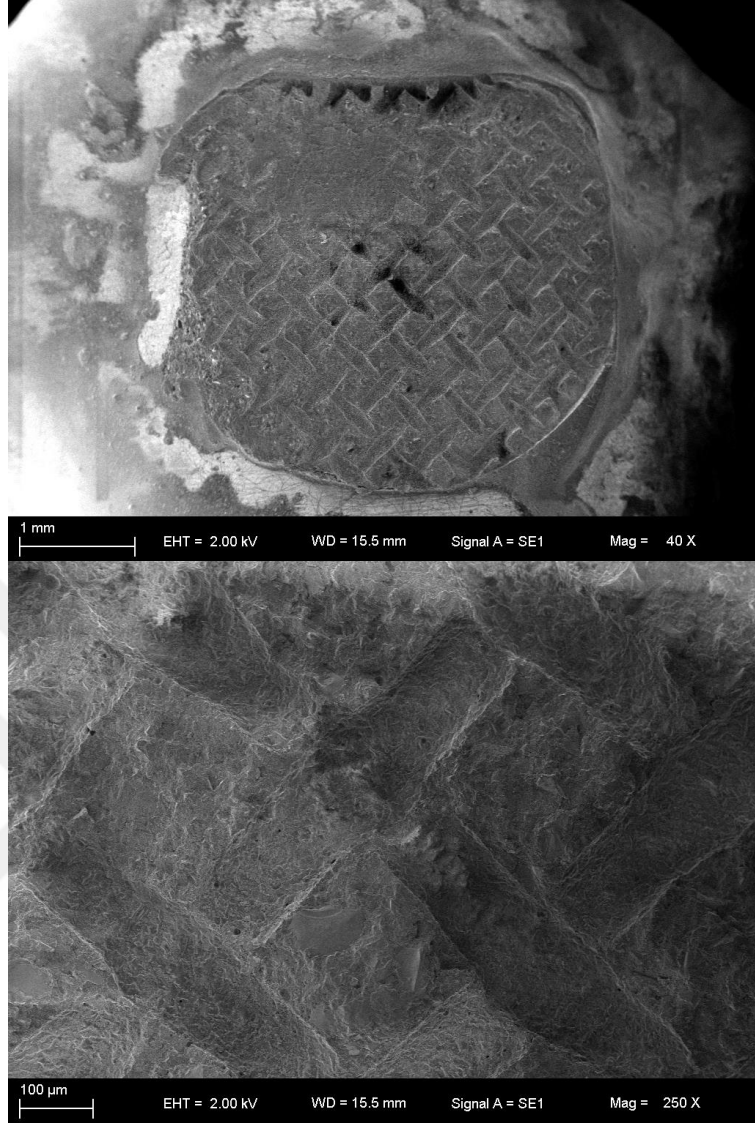
Örneklerin SEM ile incelenmesi Yıldız Teknik Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde yapıldı. İncelemede Zeiss EVO LS 10 (Carl Zeiss, Oberkochen, Germany) taramalı elektron mikroskobu kullanıldı (Resim 3.19). Örnekler 40x ve 250x büyütme altında incelendi ve fotoğraflandı.



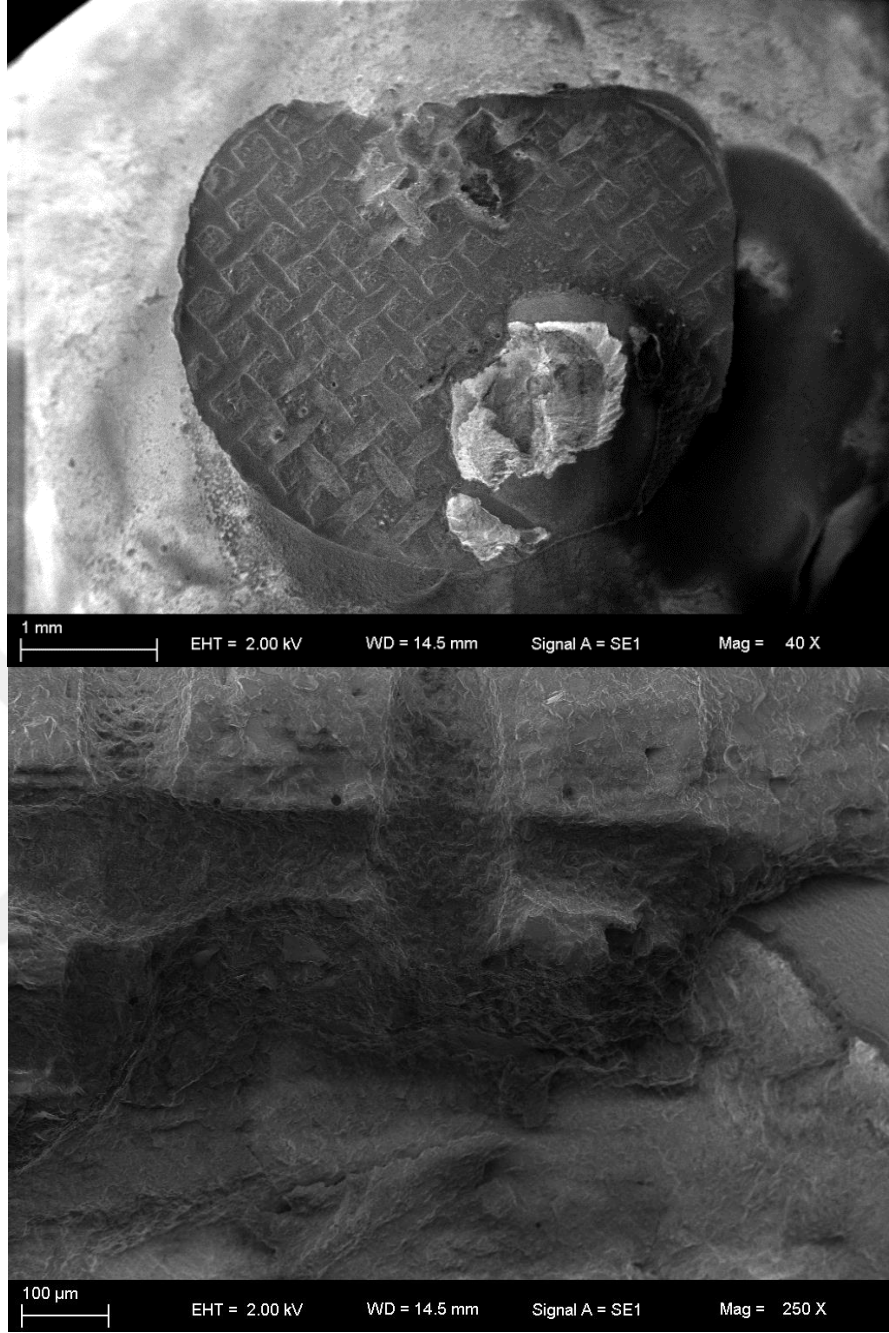
Resim 3.19: Taramalı elektron mikroskobu (SEM)



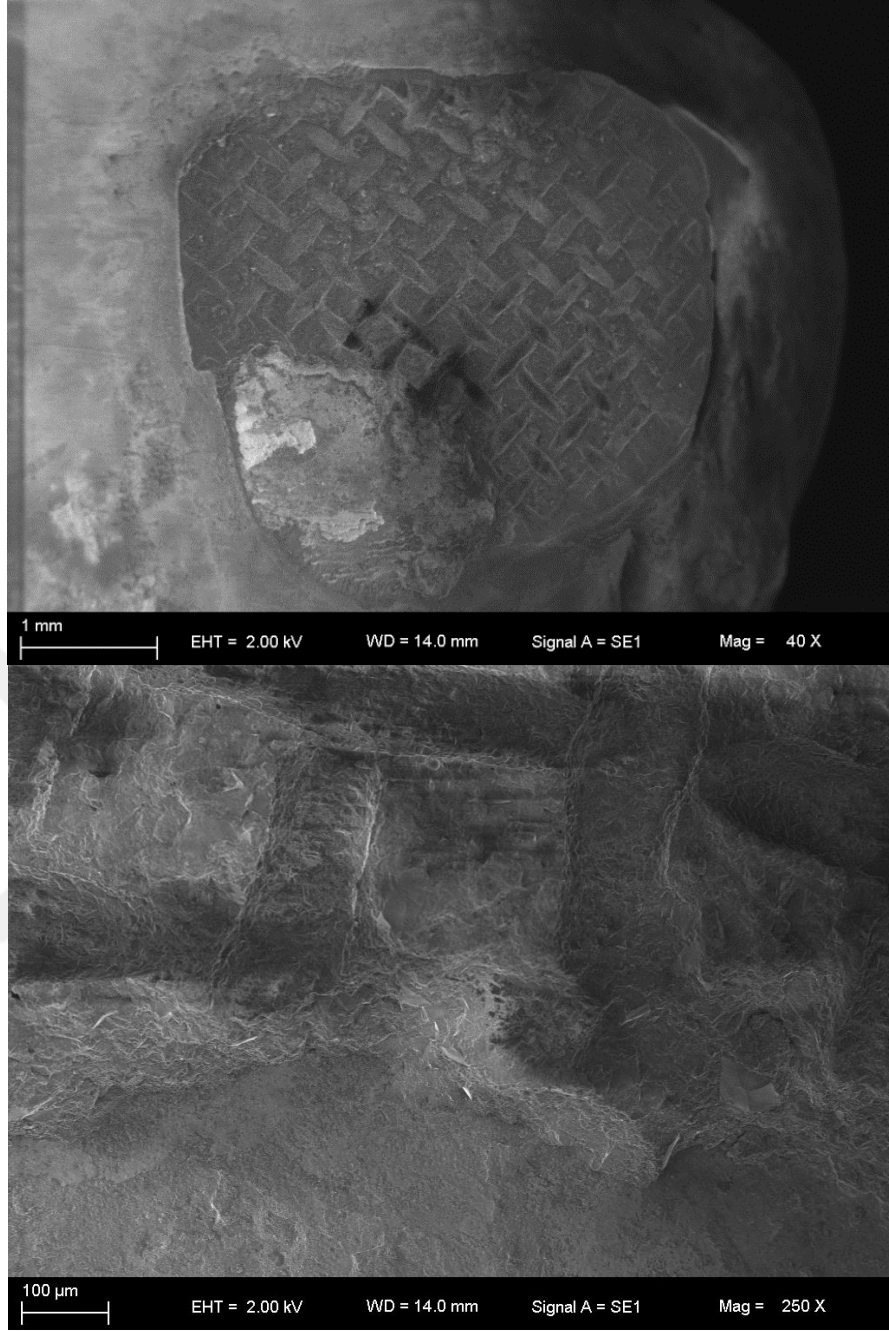
Resim 3.20: Transbond XT grubuna ait ARI 2 skorlu mine yüzeyinin SEM görüntüsü



Resim 3.21:Transbond XT grubuna ait ARI 2 skorlu mine yüzeyinin SEM görüntüsü



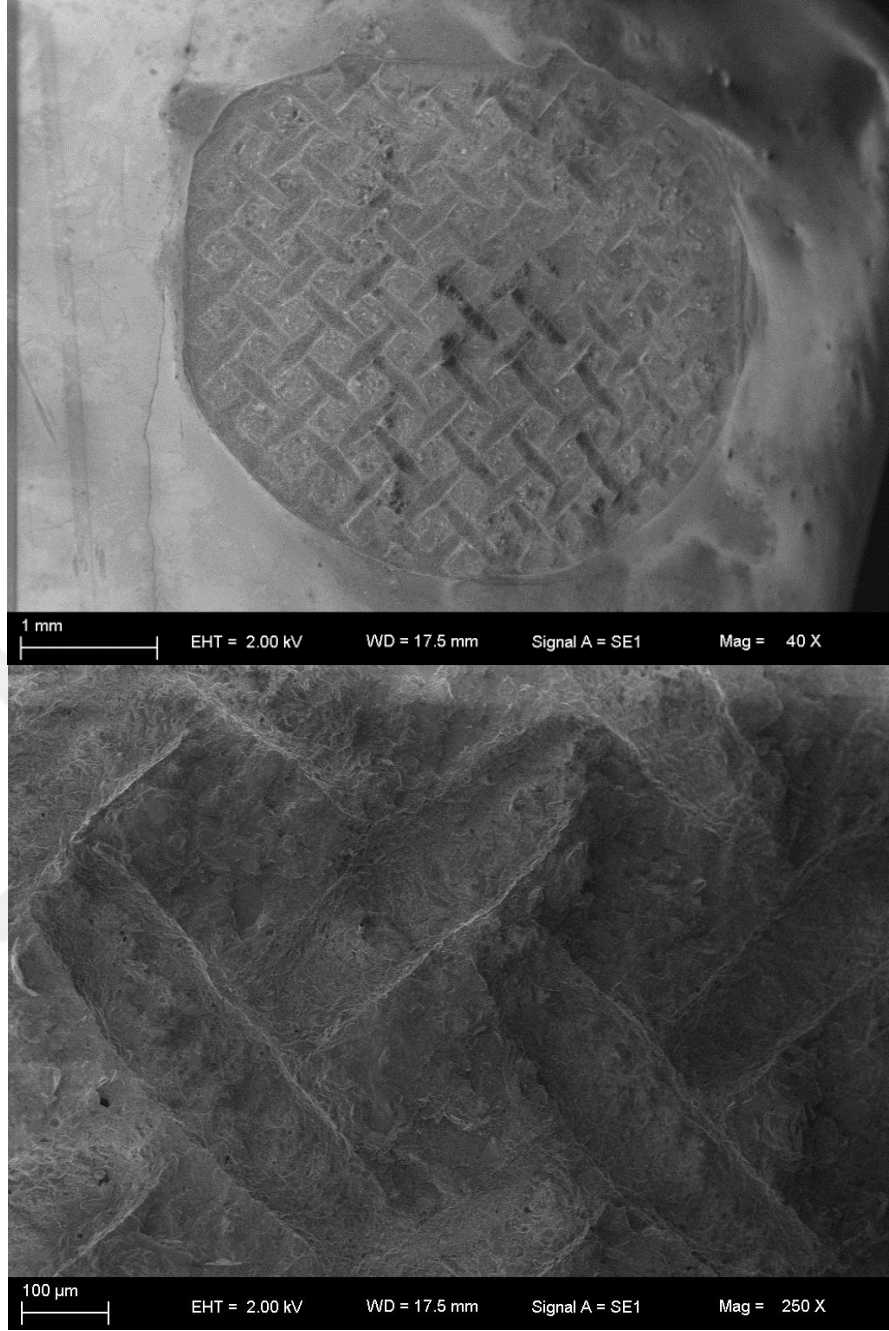
Resim 3.22: Clearfil Protect grubuna ait ARI 2 skorlu mine yüzeyinin SEM görüntüsü



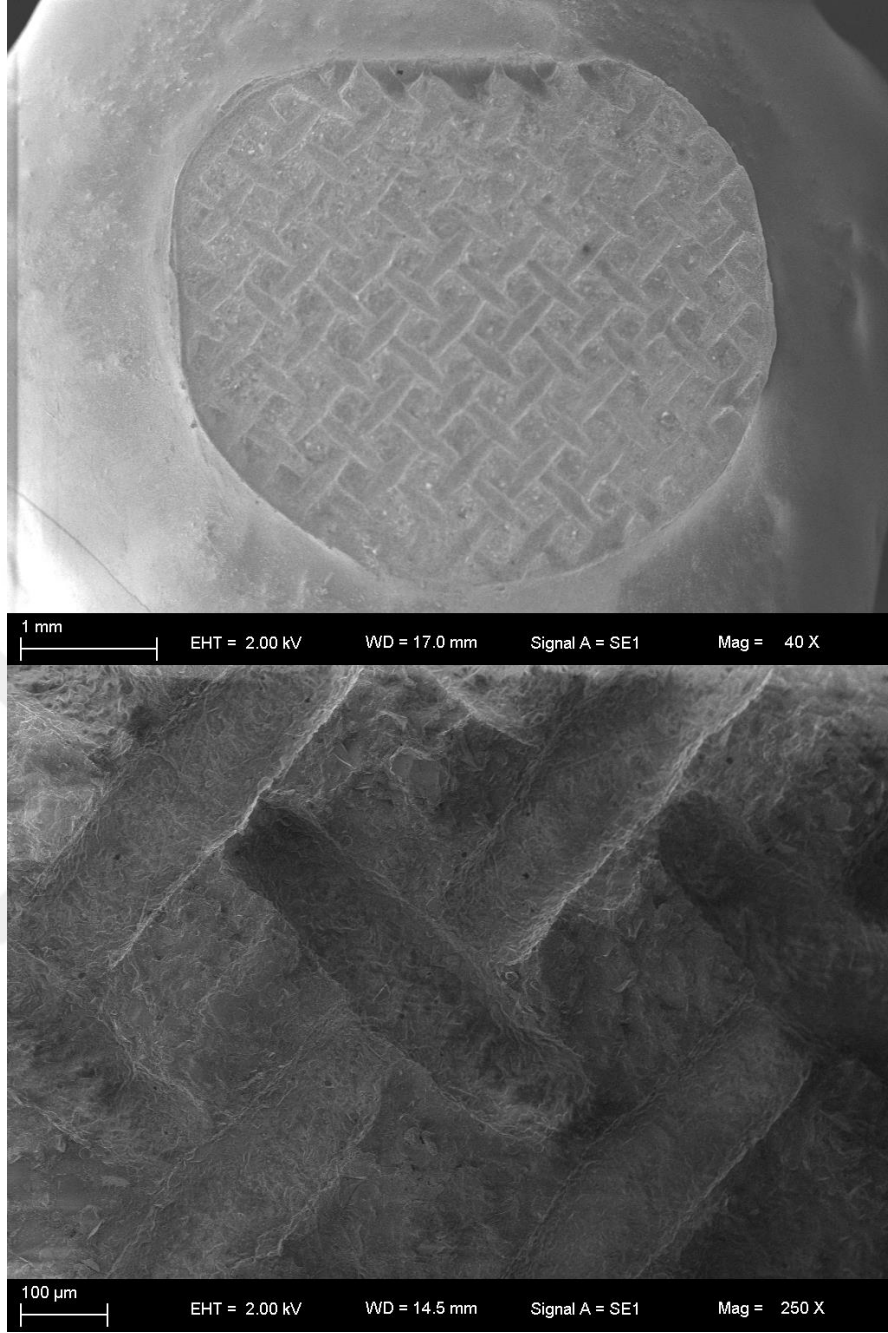
Resim 3.23: Clearfil Protect grubuna ait ARI 2 skorlu mine yüzeyinin SEM görüntüsü



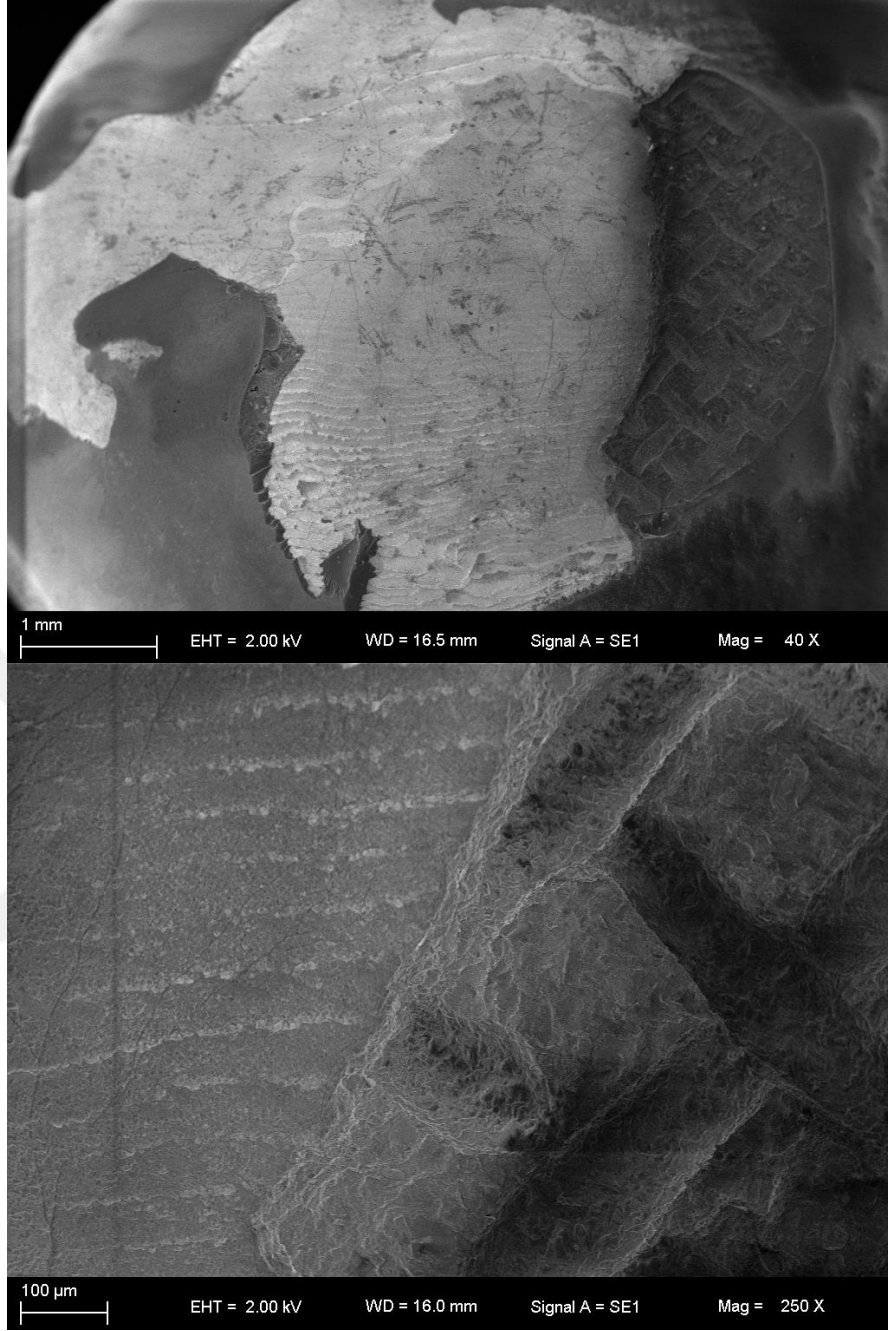
Resim 3.24: Opalseal grubuna ait ARI 2 skorlu mine yüzeyinin SEM görüntüsü



Resim 3.25: Opalseal grubuna ait ARI 2 skorlu mine yüzeyinin SEM görüntüsü



Resim3.26: Proseal grubuna ait ARI 2 skorlu mine yüzeyinin SEM görüntüsü



Resim 3.27: Opalseal grubuna ait ARI 1 skorlu mine yüzeyinin SEM görüntüsü

3.13. İstatiksel Analiz

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics V22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile değerlendirilmiştir. Normal dağılım gösteren parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında One-way ANOVA testi kullanıldı. Niteliksel verilerin karşılaştırılmasında ise Ki-kare testi ve Fisher Kesin Ki-kare testi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.



4. BULGULAR

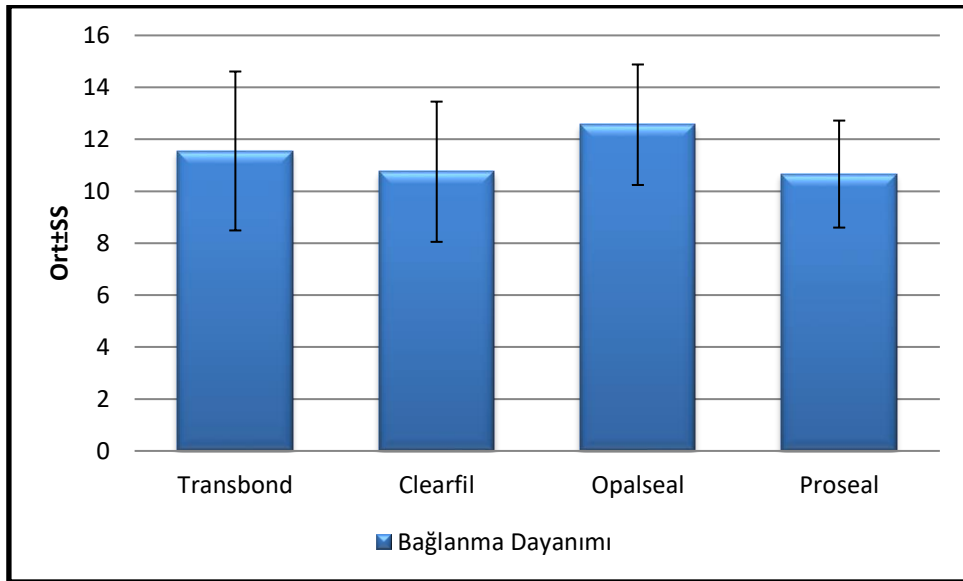
4.1. Sıyırma Testleri ile İlgili Bulgular

Çalışmada kullanılan dört farklı bonding ile yapıştırılan metal braketlerin sıyırma testi sonuçları Tablo 4.1’de verilmiştir. Grupların bağlanma kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p:0,067$). Gruplar arasında anlamlı fark gözlenmese de Opalseal (Opal Orthodontic, Ultradent, South Jordan, UT, USA) grubunun bağlanma dayanımı diğer üç gruptan yüksektir ($12,56\pm2,32$). En düşük bağlanma kuvveti Proseal (Reliance Orthodontics, IL) grubunda ölçülmüştür ($10,66\pm2,06$).

	Bağlanma Dayanımı
	Ort±SS
Transbond XT	11,55±3,06
Clearfil	10,75±2,70
Opalseal	12,56±2,32
Proseal	10,66±2,06
p	0,067

OneWay Anova test

Tablo 4.1: Gruplar arasında bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi



Şekil 4.1: Gruplar arasında bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi

4.2. ARI Skorları ile ilgili bulgular

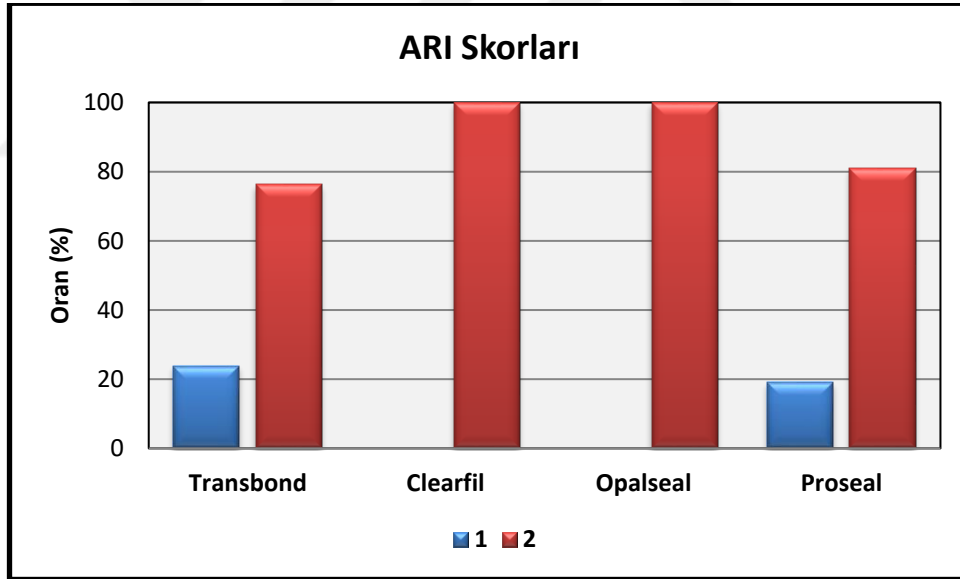
ARI skoru sonuçları Tablo 4.2’de verilmiştir. Gruplar arasında ARI skorları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p:0,016$; $p<0,05$). Farklılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) grubunun ARI skorları dağılımı, Clearfil (Kuraray, America) ve Opalseal (Opal Orthodontic, Ultradent, South Jordan, UT, USA) grupları ARI skorları dağılımlarından istatistiksel olarak farklı bulunmuştur ($p:0,048$; $p<0,05$). Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) grubunun ARI 1 skoru oranı (%23,8), Clearfil (Kuraray, America) (%0) ve Opalseal (Opal Orthodontic, Ultradent, South Jordan, UT, USA) (%0) gruplarının oranlarından yüksekken, Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) grubunun ARI 2 skoru oranı (%76,2), Clearfil (Kuraray, America) (%100) ve Opalseal (Opal Orthodontic, Ultradent, South Jordan, UT, USA) (%100) gruplarının oranlarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür. Proseal (Reliance Orthodontics, IL) grubunun ARI skorları dağılımı, Clearfil (Kuraray, America) ve Opalseal (Opal Orthodontic, Ultradent, South Jordan, UT, USA) grupları ARI skorları dağılımlarından istatistiksel olarak farklı bulunmuştur ($p:0,030$; $p<0,05$). Proseal (Reliance Orthodontics, IL) grubunun ARI 1 skoru oranı (%19), Clearfil (Kuraray, America) (%0) ve Opalseal (Opal Orthodontic, Ultradent, South Jordan, UT, USA) (%0) gruplarının oranlarından yüksekken, Proseal (Reliance Orthodontics, IL) grubunun ARI 2 skoru oranı (%81), Clearfil (Kuraray, America) (%100) ve Opalseal (Opal Orthodontic, Ultradent, South Jordan, UT, USA) (%100) gruplarının oranlarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür.

Grupların hiçbirinde ARI 0 ve 3 skorlarına rastlanmamış, yani adezivin tamamen diş üzerinde ya da tamamen braket üzerinde kaldığı bir örnek gözlenmemiştir.

	Arı skorları	
	1	2
	n (%)	n (%)
Transbond XT	5 (%23,8)	16 (%76,2)
Clearfil	0 (%0)	21 (%100)
Opalseal	0 (%0)	21 (%100)
Proseal	4 (%19)	17 (%81)
p	0,009*	

Fisher's Exact Ki kare test * $p < 0.05$

Tablo 4.2: Gruplar arasında ARI skorlarının değerlendirilmesi



Şekil 4.2: Gruplar arasında ARI skorlarının değerlendirilmesi

5. TARTIŞMA

Ortodonti pratiğinde beyaz nokta lezyonlarının önlenmesi için flor içeren materyaller yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu ajanlarının kullanımının demineralizasyon üzerine etkisi pek çok çalışmada incelenmesine rağmen, özellikle Proseal Reliance Orthodontics, IL) ve Opalseal (Opal Orthodontic, Ultradent, South Jordan, UT, USA) gibi klinikte sıklıkla kullanılan iki ajanın bağlanma dayanımı üzerine literatürde sınırlı sayıda yayın mevcuttur. Kullandığımız üç materyalin bir arada kullanıldığı başka bir çalışma mevcut değildir.

Çalışmamızda ortodonti pratiğinde sıklıkla kullanılan üç adet flor salan bonding karşılaştırılmıştır. Bonding materyallerinin karşılaştırılması bağlanma dayanımları ve ARI skorları ile gerçekleştirilmiştir.

Braketlerin bağlanma dayanımlarının in vivo ve in vitro olarak ölçümü mümkündür, Murray ve Hobson (100) 2003 yılında yaptıkları çalışmada iki tip ölçüm arasında kuvvet değerleri açısından fark olduğunu bildirmiştir. İn vitro yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımı değerleri ortalama 9,78 MPa bulunurken in vivo yapıştırılanları ise ortalama 14,34 MPa olarak ölçülmüştür.

Braketlerin bağlanma dayanımlarının ağız içinde ölçülmesinin zorlukları göz önünde bulundurularak, araştırmacılar tutuculuk testlerini in vitro olarak uygulamayı tercih etmiştir (14-17). İn vivo çalışmalarda ise braketlerin kopma sıklığı ve kopma bölgelerinin incelenmesi ile ilgili çalışmalar yapılmıştır. Çalışmamızda da tutuculuk değerleri in vitro olarak ölçülmüştür.

Braket tutuculuğunu inceleyen in vitro çalışmalarda materyal olarak insan ve hayvan dişleri kullanılmaktadır. Hayvan dişleri olarak genellikle sığır dişleri tercih edilirken (101, 102), insan dişi olarak kesici (20, 103), premolar (14-17) ve molar (15, 104-106) dişler kullanılmıştır. Osterle ve ark. (107) yaptıkları çalışmada sığır dişlerinin insan dişlerine göre daha az tutuculuk değerine sahip olduğu bulmuştur. Bağlanma kuvveti de dişler arasında farklılık göstermektedir (28, 31, 32). Çiğneme fonksiyonu sırasında makaslama kuvvetine en sık maruz kalan dişlerin arka grup dişler olması, premolar dişlerin ortodontik amaçla en sık çekilen dişler olması ve elde edilme kolaylığı nedeni ile çalışmamızda insan premolar dişleri tercih edilmiştir. Dişlerin

hangi çeneden olduğu önemsenmemiştir. Toplanan dişler farklı bireylerden alındığından minenin organik/inorganik içeriği ve morfolojik açıdan aralarında farklar olması kaçınılmazdır.

Çekilmiş dişlerin braketler yapıştırılana kadar saklanması farklı solüsyonlar tercih edilmektedir. Bu solüsyonların kullanılmasında amaç bakteriyel üreme gerçekleşmemesi ve mine bütünlüğünün korunmasıdır. Çalışmalarda, distile su (18, 108-110), Chloramin-T (16, 20, 101, 111), salin (103), timol (14, 15, 104, 105, 112-115) gibi pek çok solüsyon kullanılmaktadır. Çalışmamızda birçok çalışmada olduğu gibi örnekler % 0,1 timol solüsyonu içerisinde saklanmış, solüsyonlar ayda bir yenilenmiştir.

Dişlerin sıyırma kuvveti uygulanırken sabit kalması, uygulanan kuvvetin braketlere doğru bir şekilde aktarılabilmesi için önemlidir. Dişleri, sıyırma kuvveti uygulayan cihazda sabit tutmak için genellikle akrilik bloklar tercih edilmektedir (14, 15, 18, 20, 101, 103-105, 108, 109, 112, 113, 115), dişlerin alçı ve epoksi rezin (16, 111) içerisine gömüldüğü çalışmalar da mevcuttur. Çalışmamızda akrilik bloklar kullanılmış, dişlerin yer düzlemine dik yerleşmiş olmasına dikkat edilmiştir. Akrilik bloklara gömülen dişler braketler yapıştırılana kadar kurumamaları amacı ile distile su içerisinde bekletilmiştir.

Çalışmamızda yapıştırma işlemi sonrası zaman kaybı olmadan sıyırma testlerinin uygulanabilmesi amacı ile dişlerin akrilik bloklara gömüldükten sonra braketlenmesi tercih edilmiştir. Ancak dişleri önce braketleyip sonrasında akrilik bloklara gömen araştırmacılar da bulunmaktadır (104).

Asit uygulaması öncesinde mine yüzeyinin organik artıklardan temizlenmesi braketlerin mine yüzeyine tutuculuğunun sağlanmasında önemli bir faktördür. Pek çok araştırmacı braketlerin yapıştırılması öncesinde mine yüzeyini düşük devirde, flor içermeyen pat (14, 20, 112, 113) veya pomza (18, 105, 106, 108, 110, 115) ile temizlemişlerdir. Kullanılan pat veya pomzanın flor içermemesi, braket bağlantı kuvvetinin etkilenmemesi için önemlidir. Bu amaçla kıl fırça veya lastik frez kullanılabilir. Çalışmamızda da diş yüzeyleri flor içermeyen pomza- su karışımı ve

kıl fırça yardımı ile, düşük devirde 15 sn süre ile fırçalanmış, yıkanmış ve kurutulmuştur.

Mine yüzeyinin temizlenmesini takiben asit uygulamasında farklı tip, yoğunluk ve sürelerde asit uygulamaları tercih edilebilir ve tüm bu faktörler braket tutuculuğu üzerinde etkilidir (25). Literatürde %35-%37 konsantrasyonlarında fosforik asidin, 15 sn (15, 103), 20 sn (16, 18, 20), 30 sn (105, 106, 110-113, 115) ve 60 sn uyguladığı çalışmalar mevcuttur. Araştırmacılar %37'lik fosforik asidin 15 ile 60 sn arasında uygulanması arasında bağlanma kuvvetini etkilemesi açısından anlamlı bir fark bulamamışlardır (25). Çalışmamızda kullanılan bonding materyallerinin üretici firmalarının kullanım kılavuzlarında %37'lik fosforik asit için önerdikleri asitleme süreleri 15- 30 sn arasında değişmektedir. Clearfil SE Protect bond (Kuraray, America) self-etch bir bonding olmasına rağmen, üretici firma braket yapıştırılması öncesinde minenin asitle dağlanmasını önermektedir. Bonding materyallerinin tutuculuklarının karşılaştırıldığı çalışmamızda, diğer tüm faktörlerin standardizasyonunu sağlamak amacı ile tüm gruplarda aynı sürede asit uygulaması yapılması tercih edilmiştir ve jel formunda %37'lik fosforik asit tüm dişlere 30 sn süre ile uygulanmıştır.

Braketlerin bağlanma kuvvetleri braketin cinsine, taban özelliklerine ve tasarımına göre farklılık göstermektedir. Mineye mekanik bağlantı ile bağlanan metal braketler ortodonti pratiğinde sıklıkla tercih edilmektedir ve bu braketlerin tutuculuğu için en sık kullanılan sistem örgü taban sistemidir (mesh) (116). Taban alanı bağlanma kuvvetini etkileyen diğer bir faktördür. MacColl (58) ve ark 1998 yılında yaptıkları çalışmada 6,82 ve 12,35 mm² taban alanları arasında kopma direnci açısından anlamlı bir fark bulamamıştır. Çalışmamızda klinikte sıklıkla tercih edilen Gemini (Monrovia, CA, USA) braketler kullanılmıştır. Taban alanı üretici firma tarafından 9,61 mm² olarak bildirilmiştir.

Braket tutuculuğunu etkileyen faktörlerden biri de yapıştırıcının tipidir. Yapılan literatür taraması sonucunda çalışmalarda en yaygın olarak kullanılan yapıştırıcının Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) olduğu görülmüştür, ışıkla polimerize olan bu kompozit rezin yapıştırıcı ortodonti pratiğinde de sıklıkla tercih edilmektedir.

Bu nedenle çalışmamızda yapıştırıcı olarak Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) kullanılmıştır.

Işık ile sertleşen yapıştırıcıların polimerizasyonunda farklı tip ışık kaynakları tercih edilmektedir. Son yıllarda klinik uygulamalarda Light Emitting Diode (LED) ışık cihazlarının kullanımını artmıştır. Niepraschk ve ark. (56) halojen, plazma ark ve LED ışık kaynakları kullanılarak, ön grup dişler üzerinde metal braketlerin tutuculuğunu inceledikleri çalışmalarında, LED ve halojen ışığın 20 saniyede yeterli polimerizasyonu sağladığını, plazma ark ışığı ve 10 saniye uygulanan LED arasında anlamlı fark bulunmadığını ancak bu iki grubun 20 saniye uygulanan halojen ve LED'e göre daha başarısız olduğunu bulmuşlardır. Çalışmamızda braketler 10 sn mezialden, 10 sn distalden olmak üzere toplam 20 sn LED ışığı ile polimerize edilmiştir. Kullanılan ışık cihazı 430-480 nm aralığında, 1200Mw/cm² gücünde ışık vermektedir.

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller ağız içerisinde termal, mekanik ve kimyasal streslere maruz kalırlar. Materyallerin test öncesi termal döngü uygulamasına veya suda bekletme işlemine tabi tutulması bu değişimlerin taklidine olanak sağlar. Suda bekletme yöntemi ıslak ortama dayanıklı olan ve olmayan materyallerin ayırımında kullanmak için yeterli bir yöntem iken, materyallerin ağız içerisindeki yaşlanmasını taklit etmek için termal döngü uygulaması gereklidir. Termal döngü uygulanan örneklerin bağlanma dayanımları, uygulanmayanlara göre belirgin ölçüde düşük çıkmaktadır (98, 117, 118). Termal döngü literatürde genellikle 5°C ile 55°C arasında 500, 1000, 2000, 10000, 20000 gibi farklı sayılarda uygulanmaktadır. Bishara ve ark (119) 2003 yılında yaptıkları çalışmada, siyanoakrilat içerikli bir adezivin 500 tur termal döngü sonrası bağlanma kuvvetinde %80 gibi ciddi bir oranda düşüş olduğunu göstermişlerdir. Hasegawa ve ark. (102) kullanılan adeziv sisteme göre değişmekle birlikte, 500 tur termal döngünün bağlantı kuvvetini değiştirme etkisinin yeterli olmayacağını öne sürmüşlerdir. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda braketlerin yapıştırılmasını takiben 24 saat oda sıcaklığında distile suda bekletilmiş örneklerle 5-55 °C arasında 1000 tur termal döngü uygulanmıştır.

Sıyırma testlerini uygulamak için araştırmacılar farklı test cihazları kullanmıştır, Instron universal test cihazı (Instron Corp, Canton, Mass) (14, 15, 114, 115), Zwick

universal test cihazı (Zwick GmbH & Co, Ulm, Germany) (16, 20, 104, 105, 108, 109, 111, 112), Lloyd universal test cihazı (Lloyd Instruments Ltd, Fareham Hants, UK) (110, 113) bu cihazlardan bazılarıdır. Çalışmamızda İstanbul Medipol Üniversitesi bünyesinde bulunan Shimadzu (Kyoto, Japan) marka universal test cihazı kullanılmıştır. Tüm bu test cihazları aynı işlevi görmektedir. Deneylerde önemli olan cihaz ucundaki bıçağın dış-braket bağlantısına değme açısı ve hızıdır. Kuvvetin uygulama açısı değiştikçe bağlanma kuvveti de etkilenmektedir. Klocke ve Kahl-Nieke (120) çalışmalarında, bıçağın değme açısını $+15^{\circ}$ 'den -45° 'ye değiştirdikçe, bağlantı kuvvet değerlerinin de 22,9 MPa'dan 6,65 MPa'ya düştüğünü rapor etmiştir. Çalışmamızda her yerleştirilen örnekte kuvvet uygulaması öncesinde bıçağın braket tabanına paralelliği kontrol edilmiştir. Makaslama kuvvetinin uygulanma hızı da bağlantı değerlerini etkilemektedir. Bishara ve ark (121) yaptığı çalışmaya göre bıçağın hızı 5 mm/dk'dan 0,5 mm/dk'ya düştükçe bağlanma kuvveti de 7 MPa'dan 12,2 MPa'ya çıkmaktadır. Ağız içerisindeki braket kopmaları çok daha yüksek hızlı çarpmalarla gerçekleşse de in vitro çalışmalarda bıçak hızı arttıkça deney güvenilirliği azalmaktadır. Araştırmacılar sıyırma testlerinde 0,5 mm/dk (103, 106, 110, 114), 1 mm/dk (14- 16, 18, 20, 101, 109, 111- 113, 115), 5 mm/dk (104, 105, 108) gibi çeşitli hızlar kullanmışlardır. Çalışmamızda bıçağın hız çoğu çalışmada tercih edildiği gibi 1mm/dk olarak uygulanmıştır.

Reynolds (122) braketlerin bağlanma kuvvetinin ağız içerisindeki kuvvetlere dayanabilmesi için klinik olarak 5,9- 7,8 MPa ve üstü, laboratuvar çalışmalarında ise 4,9 MPa olması gerektiğini belirtmiştir. Çalışmamızdaki tüm gruplar bu bağlanma değerlerini sağlamaktadır.

Braket kopma bölgelerinde kalan artık yapıştırıcının değerlendirilmesinde Artun ve Bergland (99) 1984 yılında ARI indeksini tanımlamıştır, bu indeks günümüzde hala yaygın olarak tercih edilmektedir (16, 18, 20, 101, 112). Sonrasında farklı araştırmacılar bu indeksin farklı modifikasyonlarını da kullanmaya başlamıştır. Modifiye ARI indekslerinden en sık tercih edilenlerden biri de 1988'de Oliver'ın tanımladığı indekstir (109, 111). Kopma bölgelerinin değerlendirilmesi için çalışmamızda Artun ve Bergland'ın tanımladığı orijinal ARI indeksi tercih edilmiştir.

Kopmanın hangi bölgede olduğunun bağlantı kuvveti ile değil kullanılan adezivin tipi ve braket taban dizaynı ile ilgili olduğu gösterilmiştir (123). Çalışmamızda gruplar arası ARI skorlarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenirse de sonuçlar genel olarak 2 skorunda yoğunlaşmıştır. Kullanılan bonding materyalleri farklı olsa da aynı braket ve yapıştırıcının kullanılmış olması ARI skorlarının benzer olmasında etkili olmuş olabilir. ARI 2 skoru kopmanın braket – adeziv arayüzünde gerçekleştiğini göstermektedir. Bishara ve ark. (104), yaptıkları çalışmada braket-adeziv arayüzünde meydana gelen kopmayı desteklemekte ve bu tip kopmaların minede meydana gelebilecek çatlak ve kırıkları azalttığını öne sürmektedir. Kopmanın mine- adeziv arayüzünde gerçekleşmesi ise mine hasarı riski oluşturmaktadır ancak diş yüzeyinde kalan adezivin temizlenme süresi azalmaktadır.

Çalışmamızın sonuçları literatürdeki flor içeren bonding materyalleri ile yapılan diğer çalışmalarla karşılaştırılmıştır. Ancak braket kopma dayanımlarının incelendiği çalışmalarda kullanılan dişlerin tipi, saklama koşulları, tercih edilen asit tipi – süresi, yapıştırıcı tipi, braket seçimi, tercih edilen ışık cihazı tipi ve ışıklama süresi, termal döngü uygulanıp uygulanmadığı ve uygulama şartları, sıyırma kuvvetinin uygulandığı açı ve hız, artık adezivin değerlendirildiği indeks gibi pek çok faktörde standardizasyon sağlanamaması sağlıklı bir karşılaştırma yapmayı zorlaştırmaktadır.

Korbmacher ve ark. (20) çalışmalarında 120 adet insan kesici ve premolar diş kullanmış, Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) ile Clearfil Protect Bond'un (Kuraray, America) (CPB) kopma değerlerini karşılaştırmıştır. İlk grupta konvansiyonel yapıştırıcı kullanılmış, ikinci grupta CPB kullanımı öncesi mine asitlenmiş, üçüncü grupta ise CPB asitlenmeden uygulanmıştır. Tüm dişlerde metal braket kullanılmıştır (Mini Diamond, Ormco, Orange, California, USA). Premolar dişlerin incelendiği gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Grupların ortalama bağlanma dayanımları sırası ile $10,36 \pm 3,36$ MPa, $12,04 \pm 4,57$ MPa ve $11,93 \pm 2,46$ MPa olarak ölçülmüştür. Bu değerler çalışmamızda bulunan değerlere yakındır. Premolar gruplarının ARI skorları arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır, kopmalar braket- adeziv arayüzünde daha fazladır, bu sonuç da çalışmamız ile uyumludur.

Arhun ve ark., (109) Adper Prompt L-Pop (3M ESPE, St Paul, Minn) self etch adeziv, Clearfil Protect Bond (Kuraray, America) (CPB) ve Transbond plus self-etching primerin (3M/Unitek, Monrovia, Calif) bağlanma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında toplam 36 insan premolar dişi kullanmıştır, dişler üç eşit gruba ayrılmıştır. Üç grup arasında bağlanma kuvvet değerleri açısından anlamlı derecede fark bulunmuştur, en yüksek kopma değerini CPB $13,85 \pm 4,32$ MPa ile göstermiştir. CPB uygulaması öncesi asitle dağlama işlemi yapılmamasına rağmen kuvvet değerinin çalışmamıza göre yüksek çıkması termal döngü uygulanmamasına bağlı olabilir.

Tuncer ve ark., (14) 80 insan premolar diş kullandıkları çalışmalarında 4 grup oluşturmuş, bu dört gruptaki dişlere sırası ile Transbond Self-etching Primer (3M/Unitek, Monrovia, Calif), Transbond Self-etching Primer (3M/Unitek, Monrovia, Calif) + Ortho-Coat, Clearfil Protect Bond (Kuraray, America) (CPB) , CPB + Ortho-Coat kullanarak metal braket (Victory series, 3M) yapıştırmışlardır. CPB grubunda kopma kuvveti ortalaması $13,48 \pm 1,78$ MPa olarak ölçülmüştür. Çalışmamıza oranla kopma değerinin yüksek çıkması termal döngü uygulanmamış olmasına bağlanabilir. Gruplar arası ARI skorlarında anlamlı fark gözlenmemiş, kopmalar çoğunlukla çalışmamızdan farklı olarak mine-adeziv arayüzünde gerçekleşmiştir.

Minick ve ark., (101) sığır daimi alt kesici dişleri kullanarak yaptıkları çalışmada Aegis Ortho, Clearfil Protect Bond (CPB), iBond, Clearfil S3 Bond (Kuraray, America) ve Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) kullanmışlardır. Tüm dişlere metal braket yapıştırılmıştır (Mini-twin, 3M Unitek). CPB uygulanan gruplarda bonding öncesi asitleme yapılmamıştır. Aegis Ortho dışındaki tüm gruplarda yapıştırıcı olarak Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) kullanılmıştır. Yirmişer diştten toplam 10 grup oluşturulmuş, grupların yarısı 30 dk diğer yarısı ise 24 saat sonra sıyırma testine tabi tutulmuştur. 30 dk sonra test uygulanan Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) $10,05 \pm 0,84$ MPa, CPB ise $7,5 \pm 0,79$ MPa bağlantı kuvveti göstermiştir. 24 saat sonra test uygulanan Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) $10,11 \pm 1,02$ MPa, CPB ise $6,09 \pm 0,56$ MPa bağlantı kuvveti göstermiştir. Bağlantı kuvvetlerinin çalışmamıza göre düşük olması sığır

dişlerinin kullanılmış olmasına bağlı olabilir. Öte yandan bu koşullar altında bile CPB klinik olarak yeterli bağlantı kuvveti göstermiştir. ARI skorları çalışmamızla benzer değerlerdedir.

Sökücü ve ark. (18) 2010 yılında yaptıkları çalışmada, Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) primer, Reliance flor içeren primer ve Clearfil Protect Bond (CPB) (Kuraray, America) içeren 6 grup oluşturmuş, grupların yarısında 500 tur termal döngü uygulanmış, diğer yarısında ise uygulanmamıştır. Tüm dişlerde metal braket kullanılmıştır (Generus Roth, GAC). Çalışma neticesinde termal döngü uygulanan gruplarda kopma direnci anlamlı ölçüde düşük bulunmuştur. Termal döngü uygulanan gruplar arasında CPB'nin bağlanma dayanımı diğer iki gruba göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur. CPB için bu değer termal döngü uygulanmadan koparılan grupta ortalama $9,83 \pm 3,26$ MPa iken termal döngü uygulanan grupta $7,47 \pm 2,90$ MPa'dır. Çalışmada bulunan kopma değerlerinin düşük olması CPB'nin asit uygulanmamış mine yüzeyine uygulanması nedeni ile olabilir. ARI skoru termal döngü uygulanan grupta CPB için 1 ve 2 skorlarında yoğunlaşmıştır. ARI skorları çalışmamızla uyumludur.

Raji ve ak. (112), 48 maksiller premolar diş ile yaptıkları çalışmalarında dişleri üç gruba bölmüş, Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) yapıştırıcı ile Clearfil Protect Bond (CPB) (Kuraray, America) ve Transbond Self-etching primeri (3M/Unitek, Monrovia, Calif) karşılaştırmışlardır. Çalışmada metal braketler kullanılmış (Standard Edge, Orthoorganizer), koparma testi öncesi 500 tur termal döngü uygulanmıştır. Kopma dayanımlarını sırası ile $15,08 \pm 4$ MPa, $13,65 \pm 3,01$ MPa ve $9,77 \pm 2,57$ MPa bulunmuştur. Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) ve CPB arasında kopma değerleri açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır. Değerler çalışmamıza göre yüksek olsa da çalışmamızla uyumludur. Bağlanma değerlerinin bu çalışmada daha yüksek çıkması termal döngünün 500 tur uygulanmış olmasına bağlı olabilir. Çalışmada ARI skorları bizim çalışmamızla uyumlu şekilde 1 ve 2 skorlarında yoğunlaşmıştır.

Sorake ve ark. (114), 2015 yılında yaptıkları çalışmada, 125 adet insan premolar dişi 5 gruba ayırmış, grupları sırası ile Transbond Plus (3M/Unitek, Monrovia, Calif), Clearfil SE (Kuraray, America), Clearfil Protect Bond (CPB) (Kuraray, America),

Prompt L Pop, ve Reliance self-etching primer kullanarak Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) yapıştırıcı ile yapıştırmıştır. Grupların tamamında metal braketler kullanılmıştır (PEA, American Orthodontics). Sıyırma testi sonucunda gruplar arasında anlamlı fark bulunmuştur, CPB'nin kopma direnci ortalama $11,94 \pm 2,74$ MPa bulunmuştur, bu değer çalışmamızdaki değere yakındır.

Opalseal (Opal Orthodontic, Ultradent, South Jordan, UT, USA) ile ilgili yapılan literatür taramasında bulabildiğimiz tek çalışma Ulusoy ve ark. (15) tarafından 2013 yılında yapılmıştır. Çalışmada 51 premolar ve 51 molar diş kullanılmış, 17'şer dişlik 3 grup oluşturularak dişlere metal braket (Avex Suite Mx, Opal Orthodontics) ve tüpler yapıştırılmıştır. Üç grupta sırasıyla Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif), Clearfil S3 Bond Plus ve Opalseal kit kullanılmıştır. Sıyırma testleri sonucunda premolar grupları arasında Clearfil S3 Bond Plus (Kuraray, America) ile yapıştırılan grubun bağlanma değerleri anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. Opalseal (Opal Orthodontic, Ultradent, South Jordan, UT, USA) grubunun ortalama bağlanma kuvvet değeri premolar grubu için ortalama $9,52 \pm 0,95$ MPa olup, bizim bulgularımıza göre düşüktür. Bunda asitin 15 sn uygulanması ve yapıştırıcı olarak Opalbond adeziv uygulanmış olması etkili olmuş olabilir.

Bishara ve ark. (105), 2005 yılında yaptıkları çalışmada, 60 adet çekilmiş insan molar dişini 3 gruba ayırmıştır. İlk grup APC II'nin konvansiyonel bondingi ile yapıştırılmıştır, ikinci grupta asitleme sonrası Proseal (Reliance Orthodontics, IL) uygulanarak 10 sn polimerize edilmiş ve braketler APC ile yapıştırılmıştır, üçüncü grupta ise Proseal (Reliance Orthodontics, IL) ve adeziv birlikte ışık cihazı ile polimerize edilmiştir. Braketler yapıştırıldıktan sonra sıyırma testleri yapılmış, gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Yapıştırıcıdan bağımsız olarak polimerize edilen Proseal (Reliance Orthodontics, IL) grubunun bağlanma kuvvet değeri ortalaması $4,8 \pm 2,3$ MPa olarak bulunmuştur. Bu değer klinik olarak yeterli olmakla birlikte çalışmamızdaki kopma değerine göre oldukça düşüktür, bu farklılıkta etken braketlerin yapıştırılmasından sadece 30 dk sonra sıyırma testlerinin uygulanmış olması ve molar dişlerin kullanılmış olması olabilir.

Paschos ve ark. (106), 2006 yılında yaptıkları çalışmada 300 insan molar dişi 12 gruba ayırmıştır. Çalışmada konvansiyonel ve self-etch sistemlerle uygulanan

Proseal (Reliance Orthodontics, IL)'ın bağlanma dayanımını etkileyip etkilemediği ve Proseal (Reliance Orthodontics, IL)'ın bir bonding ajanı olarak kullanıp kullanılamayacağı araştırılmıştır. Sonuç olarak Proseal (Reliance Orthodontics, IL)'ın varolan bonding'e ek olarak kullanımının ve kendi başına bonding ajanı olarak kullanımının bağlantı kuvvetine negatif bir etkisi olmadığı bulunmuştur. Ancak kendinden asitli sistemlerle birlikte kullanımı güvenilir bulunmamıştır. %37'lik fosforik asit, Proseal (Reliance Orthodontics, IL) ve APC II yapıştırıcının kullanıldığı ve 500 tur termal siklus uygulanan grubun bağlanma dayanımı kuvveti ortalama $10,8 \pm 2,9$ MPa gibi bizim sonuçlarımıza oldukça yakın bir değer göstermiştir, bu grubun ARI skoru da çalışmamıza benzer şekilde 2 skorunda yoğunlaşmış olarak gözlenmiştir.

Varlık ve Ulusoy (115), 2009 yılında yayınlanan çalışmalarında 80 adet maksiller premolar dişi 4 gruba ayırmış, grup 1 ve 2'de metal braket (Generus series, GAC) , grup 3 ve 4'de seramik braket (Aluure series, GAC) kullanmıştır. Grup 2 ve 4'de asitleme sonrası Proseal (Reliance Orthodontics, IL) uygulanarak ışık cihazı ile polimerize edilmiş, grup 1 ve 3'de ise Proseal (Reliance Orthodontics, IL) uygulanmamıştır. Tüm dişler Fuji Ortho LC ile yapıştırılmış ve 40 sn süreyle ışık ile polimerize edilmiştir. Sıyırma testi sonuçlarında Proseal (Reliance Orthodontics, IL) uygulamasının herhangi bir grupta kopma dayanımına istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmadığı bulunmuştur. Proseal (Reliance Orthodontics, IL) uygulanan metal braket grubunun ortalama kopma kuvveti $6,65 \pm 1,01$ MPa bulunmuştur, bu sonuç bizim çalışmamızın sonuçlarına göre düşüktür. Bu farkın kullanılan yapıştırıcının ve braketin farklı olmasından kaynaklı olması mümkündür.

6. SONUÇLAR

1. Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif) , Clearfil SE Protect Bond (Kuraray, America), Opalseal (Opal Orthodontic, Ultradent, South Jordan, UT, USA) ve Proseal (Reliance Orthodontics, IL) uygulanan grupların bağlanma kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

2. Gruplar içerisinde en yüksek bağlanma kuvveti Opalseal (Opal Orthodontic, Ultradent, South Jordan, UT, USA) grubunda ölçülmüş, bunu sırası ile azalarak Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif), Clearfil SE Protect Bond (Kuraray, America) ve Proseal (Reliance Orthodontics, IL) izlemiştir.

3. Tüm grupların bağlanma kuvveti klinik olarak istenen 6-8 MPa kuvvet değerinin üzerindedir.

4. Diş üzerinde kalan yapıştırıcı miktarları değerlendirildiğinde tüm gruplarda yapıştırıcı daha çok diş üzerinde kalma eğilimi göstermiş, kopmalar braket-adeziv arayüzünde yoğunlaşmıştır.

5. Çalışmamızda hiçbir örnekte yapıştırıcının tamamı braket ya da diş üzerinde kalmamıştır.

5. Clearfil SE Protect Bond (Kuraray, America) grubunda primer ve bond ayrı ayrı uygulandığından uygulama süresi en uzun bonding materyali olmuştur, bu klinik kullanımda bir dezavantaj oluşturabilir.

6. Demineralizasyonu önlemede önemli bir yere sahip olan flor içeren bonding ajanlarının her üçünün de braket bağlantı kuvvetinde geleneksel sisteme göre negatif bir etki oluşturmadığı, Opalseal'in (Opal Orthodontic, Ultradent, South Jordan, UT, USA) Transbond XT'den (Opal Orthodontic, Ultradent, South Jordan, UT, USA) daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği belirlenmiştir.

7. KAYNAKÇA

1. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.*;34(6);849-53,1955
2. Sudjalim TR, Woods MG, Manton DJ. Prevention of white spot lesions in orthodontic practice: a contemporary review. *Aust Dent J.*;51(4);284-9.2006
3. Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett AJ. Incidence of white spot formation after bonding and banding. *Am J Orthod.*;81(2) ;93-8,1982
4. Mizrahi E. Enamel demineralization following orthodontic treatment. *Am J Orthod.*;82(1) ;62-7,1982
5. Geiger AM, Gorelick L, Gwinnett AJ, Griswold PG. The effect of a fluoride program on white spot formation during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;93(1);29-37,1988
6. Lundström F, Krasse B. Streptococcus mutans and lactobacilli frequency in orthodontic patients; the effect of chlorhexidine treatments. *Eur J Orthod.*;9(2);109-16,1987
7. Chatterjee R, Kleinberg I. Effect of orthodontic band placement on the chemical composition of human incisor tooth plaque. *Arch Oral Biol.*;24(2);97-100,1979
8. Ogaard B, Rølla G, Arends J. Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 1. Lesion development. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;94(1);68-73,1988
9. Ogaard B, Rølla G, Arends J, ten Cate JM. Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 2. Prevention and treatment of lesions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;94(2);123-8,1988
10. O'Reilly MM, Featherstone JD. Demineralization and remineralization around orthodontic appliances: an in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;92(1);33-40,1987
11. Geiger AM, Gorelick L, Gwinnett AJ, Benson BJ. Reducing white spot lesions in orthodontic populations with fluoride rinsing. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;101(5);403-7,1992
12. Storie DJ, Regennitter F, von Fraunhofer JA. Characteristics of a fluoride-releasing elastomeric chain. *Angle Orthod.*;64(3);199-210.,1994
13. Wiltshire WA. Determination of fluoride from fluoride-releasing elastomeric ligature ties. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;110(4);383-7,1996
14. Tuncer C, Tuncer BB, Ulusoy C. Effect of fluoride-releasing light-cured resin on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;135(1);14.e1-6,2009

15. Ulusoy MC, Turkoz C, Tuncer BB, Tuncer C, Varlık SK. Flor salan adeziv sistemler kullanılarak yapıştırılan ortodontik braket ve tüplerin bağlanma kuvvetlerinin incelenmesi. *Acta Odontol Turc.*;30(2);54-8,2013
16. Korbmacher HM, Huck L, Kahl-Nieke B. Fluoride-releasing adhesive and antimicrobial self-etching primer effects on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.*;76(5);845-50,2006
17. Abdelnaby YL, Al-Wakeel EE. Influence of modifying the resin coat application protocol on bond strength and microleakage of metal orthodontic brackets. *Angle Orthod.*;80(2);378-84,2010
18. Sökücü O, Siso ŞH, Bektaş ÖÖ, Babacan H. Shear bond strength comparison of a conventional and a self-etching fluoride-releasing adhesive following thermocycling. *World J Orthod.*;11(1);6-10,2010
19. Baysal A, Yasa A, Sogut O, Ozturk MA, Uysal T. Effects of different orthodontic primers on enamel demineralization around orthodontic brackets. *J Orofac Orthop.*;76(5);421-30,2015
20. Korbmacher H, Huck L, Adam T, Kahl-Nieke B. Evaluation of an antimicrobial and fluoride-releasing self-etching primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Eur J Orthod.*;28(5);457-61,2006
21. Bowen, R. L. Dental filling materials comprising vinyl silanetreated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate. U.S. Patent Office 3,066,012, 1962.
22. Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am J Orthod.*;51(12);901-12,1965
23. Zachrisson BU. Clinical experience with direct-bonded orthodontic retainers. *Am J Orthod.*;71(4);440-8,1977
24. Graber TM, Vanarsdall DL. *Orthodontics Current principles and techniques*. 3rd ed.:Mosby: 557-558,2000.
25. Brantley WA, Eliades T. *Orthodontic Materials*. Thieme:107,2001.
26. Weatherell J.A., Robinson, C., Hallsworth, A.S. Changes in the fluoride concentration of the labial enamel surface with age. *Caries Research* ;6;312-24,1972
27. Linklater RA, Gordon PH. An ex vivo study to investigate bond strengths of different tooth types. *J Orthod.*;28(1);59-65,2001
28. Hobson RS, McCabe JF, Hogg SD. Bond strength to surface enamel for different tooth types. *Dent Mater.*;17(2);184-9,2001
29. Knoll M, Gwinnett AJ, Wolff MS. Shear strength of brackets bonded to anterior and posterior teeth. *Am J Orthod.*;89(6);476-9,1986

30. Pender N, Dresner E, Wilson S, Vowles R. Shear strength of orthodontic bonding agents. *Eur J Orthod.*;10(4);374-9,1988
31. Oztürk B, Malkoç S, Koyutürk AE, Catalbas B, Ozer F. Influence of different tooth types on the bond strength of two orthodontic adhesive systems. *Eur J Orthod.*;30(4);407-12,2008
32. Linklater RA, Gordon PH. Bond failure patterns in vivo. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;123(5);534-9,2003
33. Hirce JD, Sather AH, Chao EY. The effect of topical fluorides, after acid etching of enamel, on the bond strength of directly bonded orthodontic brackets. *Am J Orthod.*;78(4);444-52,1980
34. Bishara SE, Chan D, Abadir EA. The effect on the bonding strength of orthodontic brackets of fluoride application after etching. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;95(3);259-60,1989
35. Damon PL, Bishara SE, Olsen ME, Jakobsen JR. Effects of fluoride application on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.*;66(1);61-4,1996
36. Wang WN, Lu TC. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;100(1);72-9,1991
37. Sadowsky PL, Retief DH, Cox PR, Hernández-Orsini R, Rape WG, Bradley EL. Effects of etchant concentration and duration on the retention of orthodontic brackets: an in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;98(5);417-21,1990
38. Bin Abdullah M, Rock WP. The effect of etch time and debond interval upon the shear bond strength of metallic orthodontic brackets. *Br J Orthod.*;23(2);121-4,1996
39. Osorio R, Toledano M, Garcia-Godoy F. Bracket bonding with 15- or 60-second etching and adhesive remaining on enamel after debonding. *Angle Orthod.*;69(1);45-8,1999
40. Brännström M, Malmgren O, Nordenvall KJ. Etching of young permanent teeth with an acid gel. *Am J Orthod.*;82(5);379-83,1982
41. Giannini M et al. Self-etch adhesive systems: a literature review. *Braz Dent J.*;26(1);3-10,2015
42. Sezinando A. Looking for the ideal adhesive – A review. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac.*;55;194–206,2014
43. Trimpeneers LM, Verbeeck RM, Dermaut LR, Moors MG. Comparative shear bond strength of some orthodontic bonding resins to enamel. *Eur J Orthod.*;18(1);89-95,1996
44. Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;116(6);616-20,1999
45. Sidhu SK. Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations. *Dent Mater.*;26(1);7-12,2010

46. Wilson HJ. Resin-based restoratives. *Br J Orthod*;16;326-30,1988
47. Smith RT, Shivapuja PK. The evaluation of dual cement resins in orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;103(5);448-51,1993
48. Whitlock BO 3rd, Eick JD, Ackerman RJ Jr, Glaros AG, Chappell RP. Shear strength of ceramic brackets bonded to porcelain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;106(4);358-64,1994
49. Odegaard J, Segner D. The use of visible light-curing composites in bonding ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;97(3);188-93,1990
50. Greenlaw R, Way DC, Galil KA. An in vitro evaluation of a visible light-cured resin as an alternative to conventional resin bonding systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;96(3);214-20,1989
51. Wang WN, Meng CL. A study of bond strength between light- and self-cured orthodontic resin. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;101(4);350-4,1992.
52. Graber L, Vanarsdall R, Vig K. *Orthodontics: Current principles and techniques*. 5th ed.:Elsevier:2011.
53. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*. 11th ed.:Elsevier:2003.
54. Bektaş ÖÖ, Siso ŞH, Eren D. Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar. *EÜ Dişhek Fak Derg*; 27;117-124,2006
55. Anderson AM, Kao E, Gladwin M, Benli O, Ngan P. The effects of argon laser irradiation on enamel decalcification: An in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;122(3);251-9,2002
56. Niepraschk M, Rahiotis C, Bradley TG, Eliades T, Eliades G. Effect of various curing lights on the degree of cure of orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;132(3);382-4,2007
57. Staudt CB, Mavropoulos A, Bouillaguet S, Kiliaridis S, Krejci I. Light-curing time reduction with a new high-power halogen lamp. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;128(6);749-54,2005
58. MacColl GA, Rossouw PE, Titley KC, Yamin C. The relationship between bond strength and orthodontic bracket base surface area with conventional and microetched foil-mesh bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;113(3);276-81,1998
59. Faltermeier A, Bürgers R, Rosentritt M. Bacterial adhesion of *Streptococcus mutans* to esthetic bracket materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;133(4 Suppl);S99-10,2008
60. Liu JK, Chuang SF, Chang CY, Pan YJ. Comparison of initial shear bond strengths of plastic and metal brackets. *Eur J Orthod.*;26(5);531-4,2004
61. Harzer W, Bourauel C, Gmyrek H. Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without a metal slot. *Eur J Orthod.*;26(4);435-41,2004

62. Bishara SE, Olsen ME, VonWald L, Jakobsen JR. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;116(1);86-92,1999
63. Gautam P, Valiathan A. Ceramic brackets: in search of an ideal! *Trends in Biomaterials and Artificial Organs.*;20;122-126,2007
64. Joseph VP, Rossouw E. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;97(2);121-5,1990
65. Johnson G, Walker MP, Kula K. Fracture strength of ceramic bracket tie wings subjected to tension. *Angle Orthod.*;75(1);95-100,2005
66. Featherstone JD. Prevention and reversal of dental caries: role of low level fluoride. *Community Dent Oral Epidemiol.*;27(1);31-40,1999
67. Ogaard B. Prevalence of white spot lesions in 19-year-olds: a study on untreated and orthodontically treated persons 5 years after treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;96(5);423-7,1989
68. Gorton J, Featherstone JD. In vivo inhibition of demineralization around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;123(1);10-4,2003
69. Rosenbloom RG, Tinanoff N. Salivary *Streptococcus mutans* levels in patients before, during, and after orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;100(1);35-7,1991
70. Murray JJ, Nunn JH, Steele JG. *The Prevention of Oral Disease. 4th ed.: Oxford University Press:2003.*
71. Mizrahi E. Surface distribution of enamel opacities following orthodontic treatment. *Am J Orthod.*;84(4);323-31,1983
72. Artun J, Brobakken BO. Prevalence of carious white spots after orthodontic treatment with multibonded appliances. *Eur J Orthod.*;8(4);229-34,1986
73. Lehman R, Davidson CL, Duijsters PP. In vitro studies on susceptibility of enamel to caries attack after orthodontic bonding procedures. *Am J Orthod.*;80(1);61-72,1981
74. Featherstone JD. The science and practice of caries prevention. *J Am Dent Assoc.*;131(7);887-99,2000
75. Margolis HC, Moreno EC. Physicochemical perspectives on the cariostatic mechanisms of systemic and topical fluorides. *J Dent Res.*;69 Spec No;606-13,1990
76. Küçükşenmen Ç, Sönmez H. Diş hekimliğinde florun, insan vücudu ve dişler üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesi. *S.D.Ü. Tıp Fak. Derg.*;15(3)43-53,2008
77. Ercan E, Bağlar S, Colak H. Diş Hekimliğinde Topikal Florür Uygulama Metotları. *Cumhuriyet Dental Journal.*;13.1 ,2010

78. Heymann GC, Grauer D. A contemporary review of white spot lesions in orthodontics. *J Esthet Restor Dent.*;25(2);85-95,2013
79. Bishara SE, Ostby AW. White spot lesions: formation, prevention, and treatment. *Semin Orthod.*;14;174–182,2008
80. Klockowski R, Davis EL, Joynt RB, Wieczkowski G Jr, MacDonald A. Bond strength and durability of glass ionomer cements used as bonding agents in the placement of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;96(1);60-4,1989
81. Voss A, Hickel R, Mölkner S. In vivo bonding of orthodontic brackets with glass ionomer cement. *Angle Orthod.*;63(2);149-53,1993
82. Summers A, Kao E, Gilmore J, Gunel E, Ngan P. Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified glass ionomer adhesive: an in vitro and in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;126(2);200-6,2004
83. Bishara SE, Ostby AW, Laffoon JF, Warren J. Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling. A new self-etch primer and a resin-modified glass ionomer. *Angle Orthod.*;77(2);337-41,2007
84. Banks PA, Burn A, O'Brien K. A clinical evaluation of the effectiveness of including fluoride into an orthodontic bonding adhesive. *Eur J Orthod.*;19(4);391-5,1997
85. Trimpeneers LM, Dermaut LR. A clinical trial comparing the failure rates of two orthodontic bonding systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;110(5);547-50,1996
86. Ghani SH, Creanor SL, Luffingham JK, Foye RH. The influence of fluoride-releasing bonding composites in the development of artificial white spot lesions. An ex vivo study. *Br J Orthod.*;21(4);375-8,1994
87. Ogaard B, Rezk-Lega F, Ruben J, Arends J. Cariostatic effect and fluoride release from a visible light-curing adhesive for bonding of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;101(4);303-7,1992
88. Joseph VP, Rossouw PE, Basson NJ. Some "sealants" seal--a scanning electron microscopy (SEM) investigation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;105(4);362-8,1994
89. Zachrisson BJ. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod.*;71(2);173-89,1977
90. Newman GV. A posttreatment survey of direct bonding of metal brackets. *Am J Orthod.*;74(2);197-206,1978
91. Zachrisson BU, Heimgård E, Ruyter IE, Mjör IA. Problems with sealants for bracket bonding. *Am J Orthod.*;75(6);641-9,1979
92. Soliman MM, Bishara SE, Wefel J, Heilman J, Warren JJ. Fluoride release rate from an orthodontic sealant and its clinical implications. *Angle Orthod.*;76(2);282-8,2006

93. Nascimento PL, Fernandes MT, Figueiredo FE, Faria-E-Silva AL. Fluoride-Releasing Materials to Prevent White Spot Lesions around Orthodontic Brackets: A Systematic Review. *Braz Dent J*.;27(1);101-7,2016
94. Paschos E et al. Effect of different bonding agents on prevention of enamel demineralization around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*.;135(5);603-12,2009
95. Tüfekçi E, Pennella DR, Mitchell JC, Best AM, Lindauer SJ. Efficacy of a fluoride-releasing orthodontic primer in reducing demineralization around brackets: an in-vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*.;146(2);207-14,2014
96. Buren JL, Staley RN, Wefel J, Qian F. Inhibition of enamel demineralization by an enamel sealant, Pro Seal: an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*.;133(4 Suppl);S88-94,2008
97. Daub J, Berzins DW, Linn BJ, Bradley TG. Bond strength of direct and indirect bonded brackets after thermocycling. *Angle Orthod*.;76(2);295-300,2006
98. Elekdag-Turk S, Turk T, Isci D, Ozkalayci N. Thermocycling effects on shear bond strength of a self-etching primer. *Angle Orthod*.;78(2);351-6,2008
99. Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod*.;85(4);333-40,1984
100. Murray SD, Hobson RS. Comparison of in vivo and in vitro shear bond strength. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 123 (1);2-9,2003
101. Minick GT, Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Bracket bond strengths of new adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*.;135(6);771-6,2009
102. Hasegawa TI, Retief DH, Russell CM, Denys FR. Shear bond strength and quantitative microleakage of a multipurpose dental adhesive system resin bonded to dentin. *J Prosthet Dent*.;73(5);432-8,1995
103. Ulker MI, Uysal T, Ramoglu SI, Ucar FI. Bond strengths of an antibacterial monomer-containing adhesive system applied with and without acid etching for lingual retainer bonding. *Eur J Orthod*.;31(6);658-63,2009
104. Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Laffoon JF. Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*.;125(3);348-50,2004
105. Bishara SE, Oonsombat C, Soliman MM, Warren J. Effects of using a new protective sealant on the bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod*.;75(2);243-6,2005
106. Paschos E, Okuka S, Ilie N, Huth KC, Hickel R, Rudzki-Janson I. Investigation of shear-peel bond strength of orthodontic brackets on enamel after using Pro Seal. *J Orofac Orthop*.;67(3);196-206,2006

107. Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK. The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;114(5);514-9,1998
108. Attar N, Taner TU, Tülümen E, Korkmaz Y. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded using conventional vs one and two step self-etching/adhesive systems. *Angle Orthod.*;77(3);518-23,2007
109. Arhun N, Arman A, Sesen C, Karabulut E, Korkmaz Y, Gokalp S. Shear bond strength of orthodontic brackets with 3 self-etch adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;129(4);547-50,2006
110. El Bokle D, Munir H. An in vitro study of the effect of Pro Seal varnish on the shear bond strength of orthodontic brackets. *World J Orthod.*;9(2);141-6.,2008
111. Graf, I. & Jacobi, B. Bond Strength of Various Fluoride-Releasing Orthodontic Bonding Systems Experimental Study. *Journal of Orofacial Orthopedics.*;61;191.,2000
112. S. Hamid Raji, Reza Ghorbanipour, Fateme Majdzade. Effect of clearfil protect bond and transbond plus self-etch primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Dent Res J (Isfahan).*;8(Suppl1);S94-S99,2011
113. Bulut H, Türkün M, Türkün LS, İşiksal E. Evaluation of the shear bond strength of 3 curing bracket bonding systems combined with an antibacterial adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;132(1);77-83,2007
114. Sorake A, Rai R, Hegde G, Suneja R, Kumar N, Skaria J. Comparison of Shear Bond Strength of New Self-etching Primer with Conventional Self-etching Primers: An In-vitro Study. *Journal of International Oral Health : JIOH.*;7(7);17-21,2015
115. Varlik SK, Ulusoy C. Effect of light-cured filled sealant on shear bond strength of metal and ceramic brackets bonded with a resin-modified glass ionomer cement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;135(2);194-8,2009
116. Matasa CG. Metal strength of direct bonding brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;113(3);282-6,1998
117. Sokucu O, Siso SH, Ozturk F, Nalcaci R. Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Cured with Different Light Sources under Thermocycling. *Eur J Dent.*;4(3);257-62,2010
118. Al Jabbari YS, Al Taweel SM, Al Rifaiy M, Alqahtani MQ, Koutsoukis T, Zinelis S. Effects of surface treatment and artificial aging on the shear bond strength. *Angle Orthod.*;84(4);649-55,2014
119. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF. Effect of thermocycling on the shear bond strength of a cyanoacrylate orthodontic adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;123(1);21-4,2003
120. Klocke A, Kahl-Nieke B. Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;129(2);261-5,2006

121. Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ. Effect of changing a test parameter on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.*;75(5) ;832-5,2005
122. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod.*;2;171-8,1975.
123. O'Brien KD, Watts DC, Read MJ. Residual debris and bond strength--is there a relationship? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;94(3);222-30,1988



8. EKLER

EK-1 ETİK KURUL ONAYI



T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

E-İmzalıdır

Sayı : 10840098-604.01.01-E.5731
Konu : Etik Kurulu Kararı

21/04/2016

Sayın Duygu YETKİN

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz "Flor salan farklı bonding materyallerinin ortodontik braketlerin bağlanma dayanımına etkilerinin değerlendirilmesi" isimli başvurunuz incelenmiş olup, etik kurulu kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinize rica ederim.

Doç. Dr. Hanefi ÖZBEK
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı

EK:
-Karar Formü (2 sayfa)

Bu belge 5070 sayılı e-İmza Kanununa göre Doc. Dr. Hanefi ÖZBEK tarafından 21.04.2016 tarihinde e-imzalanmıştır.
Evrakınızı <http://ebys.medipol.edu.tr/e-imza> linkinden 2CF169C5X5 kodu ile doğrulayabilirsiniz.

İstanbul Medipol Üniversitesi
Kavacık Mah. Ekinciler Cad.No:19 Kavacık Kavşağı 34810
Beykoz/İSTANBUL

Tel: 444 85 44
İnternet: www.medipol.edu.tr
Ayrıntılı Bilgi İçin : bilgi@medipol.edu.tr

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Flor salan farklı bonding materyallerinin ortodontik braketterin bağlanma dayanımına etkilerinin değerlendirilmesi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Duygu Yetkin			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Araştırma Görevlisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI	11.04.2016		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	11.04.2016		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
Karar Bilgileri	Karar No: 227	Tarih: 20/04/2016		
	Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna "oybirliği" ile karar verilmiştir.			

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI	Doç. Dr. Hanefi ÖZBEK

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Şeref DEMİRAYAK	Eczacılık	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Hanefi ÖZBEK	Farmakoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Sibel DOĞAN	Psiko-onkoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Devrim TARAKCI	Ergoterapi	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. İlnur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Öğr. Gör. Dr. Mehmet Hikmet ÜÇİŞİK	Biyoteknoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

* :Toplantıda Bulunma

9. ÖZGEÇMİŞ

Adı: Duygu

Soyadı: Yetkin

Doğum Yeri ve Tarihi: 30.05.1986 Şişli

Eğitim: 2012 - : İstanbul Medipol Üniversitesi Ortodonti ABD Uzmanlık

2004 – 2009: Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

1997 – 2004: Hüseyin Avni Sözen Anadolu Lisesi

Yabancı Dil: İngilizce

Katıldığı Bilimsel Aktiviteler:

- 1.2013 ICAC (Uluslararası Kraniofasial Anomaliler Kongresi)
2. 2013 Türk Ortodonti Derneği 13. Uluslararası Sempozyumu
3. 2014 TDB Uluslararası Dişhekimliği Kongresi
4. 2016 EOS (European Orthodontic Society) Kongresi

Bilimsel Yayın:

1. Beta Talasemide Ortodontik Bulgular: Olgu Sunumu (2014 TDB Uluslararası Dişhekimliği Kongresi- Poster Sunumu)
2. Orthodontic Camouflage Treatment in a Case With Complex Medical Disorders (2016 EOS Kongresi- Poster Sunumu)

